

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. M. Hofmann

Quantitative Untersuchungen über die Haltemechanismen der Totalprothese

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Wilhelm Niedermeier

aus München

1975

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin der
Universität Erlangen - Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. M. Hofmann

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Dezember 1975

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. M. Hofmann

Quantitative Untersuchungen über die Haltemechanismen der Totalprothese

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Wilhelm Niedermeier

aus München

1975



INHALTVERZEICHNIS	Seite
I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	3
II. LITERATUROBERSICHT	4
III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	7
A Voruntersuchungen	7
B Hauptuntersuchungen	15
a Aufgabenstellung	15
b Versuchsanordnung	16
c Durchführung	29
C Nebenversuche	36
IV. ERGEBNISSE	38
A Voruntersuchungen	38
Phantomversuche I	38
Phantomversuche II	40
Phantomversuche III	41
Phantomversuche IV	43
B Hauptuntersuchungen	44
Anpressversuch (A)	46
Druckverteilung (D)	52
Belastungsversuche (B1)	56
Belastungsversuche (B2)	77
Ventilwirkungsgrad (W)	86
Langzeitbelastungen (L)	95
C Kontrolluntersuchungen	109

	Seite
V. DISKUSSION	111
VI. ZUSAMMENFASSUNG	115
VII. SCHRIFTTUM	120
VIII. ANHANG (Tabellen)	124

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Der sichere Halt der Totalprothese ist eine wesentliche Voraussetzung für deren Inkorporation durch den Patienten und für den Erfolg des Behandlers.

Die Frage nach der Ursache des Prothesenhaltes war Gegenstand zahlreicher Untersuchungen und Hypothesen.

Allgemein können für den Halt der Prothese folgende Mechanismen verantwortlich gemacht werden:

- a) Physikalische und physikalisch-chemische Wechselwirkungen zwischen Prothesenbasis, Lager und Speichel (Druckgefälle, Viskosität, kapillare Wechselwirkung, Adhäsion, Kohäsion, Temperatur etc.)
- b) Muskuläre Stabilisierung (Myodynamische Wechselwirkungen)
- c) Statische Stabilisierung
- d) Okkluso-artikuläre Stabilisierung
- e) Psychische Faktoren (Annahme, Ablehnung)

Wir unterscheiden somit Kräfte, die mit Einschränkungen physikalischen Gesetzmäßigkeiten unterliegen, von Mechanismen, welche mehr oder minder vom Prothesenträger gesteuert werden.

Deshalb können wir die Kräfte, welche die Prothese ohne willentliche Einflußnahme des Patienten halten, als die am "passiven" Prothesenhalt verantwortlichen bezeichnen.

Diejenigen Kräfte, welche durch die Funktion der Muskulatur und des Kaugeschehens am Prothesenhalt beteiligt sind, bewirken den "aktiven" Prothesenhalt und können meßtechnisch nicht hinreichend

oder zum Teil gar nicht erfaßt werden. Trotz der großen Schwierigkeiten, die durch die uneinheitlichen Untersuchungsbedingungen in der Mundhöhle bestehen, soll in der vorliegenden Arbeit versucht werden, die physikalischen und physikalisch-chemischen Wirkungsmechanismen des Prothesenhaltes zu erfassen und abzuklären.

II. LITERATURÜBERSICHT (bisherige Untersuchungen)

So einheitlich die Meinungen nach den bisherigen Untersuchungen über die am Prothesenhalt grundsätzlich beteiligten Faktoren auch sind, so unterschiedlich sind die Auffassungen über die Wertigkeit der einzelnen Mechanismen. Jedoch stellen wir bei den Verfassern, welche sowohl am Phantom wie auch am Patienten experimentelle Untersuchungen anstellten, Übereinstimmung in den qualitativen Ergebnissen fest:

E. KÖRBER (15) macht sowohl den "Luftdruck" wie auch das Fliesen des Speichels im Spaltraum zwischen Prothese und Lager verantwortlich für den Prothesenhalt.

H. J. REHBERG (21) betont die Dominanz des Luftdruckes, setzt jedoch eine wirksame Randabdichtung voraus.

H. VAN THIEL (23) kommt durch seinen Zugkräfteversuch zu dem Schluß, daß der Prothesenhalt zeitabhängig ist. Über die Wirkungsmechanismen des Haltes drückt er sich jedoch nicht näher aus.

Eine andere Gruppe von Verfassern untersuchte den Halt der Prothese lediglich am Phantommodell und kam damit zu unterschiedlichen Ergebnissen:

H. BETZLER und H. RIEDEL (2) versuchen den Prothesenhalt in einer Formel zu erfassen. Sie stellen dabei die kapillaren Kräfte und die Reibung des fließenden Mediums im Spaltraum heraus.

CH. JORDT (13) kommt mittels Untersuchungen mit den verschiedensten Prothesenformen und -modifikationen zu dem Ergebnis, daß sowohl ein Druckgefälle wie auch die Viskosität des Mediums und dessen Oberflächenspannung den Prothesenhalt bewirken. Bei der Verfasserin taucht zum ersten Male der Begriff der "druckwirksamen Fläche" auf, welche kleiner als die Absolutfläche der Prothese ist.

Eine große Gruppe von Verfassern vertritt aufgrund klinischer Beobachtungen und Erfahrungen recht unterschiedliche Auffassungen:

C. FRITSCH (5) und M. KUCK (17) wehren sich gegen eine Beteiligung des Luftdruckes und machen für den Halt der Totalprothese hauptsächlich "Molekularkräfte" wie die Adhäsion und Kohäsion verantwortlich.

Dagegen betonen A. KANTOROWICZ (14) und W. WILD (24) die Priorität des Luftdruckes.

J. F. von RECKOW (20) spricht sich indirekt für die Beteiligung des Druckgefälles am Prothesenhalt aus, wenn er den

Mechanismus der Frankfurter Radierung beschreibt.

Schließlich sei eine Anzahl von Verfassern erwähnt, welche theoretische Betrachtungen zum Prothesenhalt aufgrund von Erfahrungen beisteuerten:

W. BALTERS (1) macht die Funktion des Kaugeschehens und die Psyche des Prothesenträgers für den Halt verantwortlich.

W. DRUM (3) gibt dagegen wieder dem Druckgefälle den Vorzug.

U. HEINTZ (9) interpretiert die Ergebnisse von CH. JORDT und kommt zu gleichartigen Folgerungen wie die Verfasserin.

G. JANKE (12) stellt anhand theoretischer Betrachtungen den Prothesenspaltraum, in welchem der Speichel fließt, in den Vordergrund.

R. STRACK (22) schließlich lehnt physikalische Wirkungsmechanismen als für den Dauerhalt der Prothese verantwortliche Kräfte ab und bezeichnet den Prothesenhalt als ein komplexes Geschehen, in welchem sich einzelne Mechanismen nicht klar abgrenzen lassen.

Zusammenfassend sei festgestellt, daß die bisher durchgeführten Untersuchungen bezüglich des Haltes der Prothese am Patienten zwar qualitative, jedoch keine quantitativ differenzierende Ergebnisse erbringen konnten.

Es soll daher in dieser Arbeit der Versuch unternommen werden, die am Prothesenhalt beteiligten Wirkungsmechanismen, welche für den passiven Halt der Prothese verantwortlich sind, zu differenzieren und quantitativ zu erfassen.

III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Für unsere Untersuchungen bedienten wir uns der Oberkieferprothese, da diese

1. die Meßanordnung vereinfacht
2. größere Meßwerte verspricht
3. relativ stabiler gestaltet werden kann als die Unterkieferprothese, was für die Meßgenauigkeit wichtig ist
4. alle diejenigen Kräfte halten bzw. dislozieren, welche am Prothesenhalt allgemein beteiligt sein können.

Aus diesen Gründen bedeutet die Benützung einer Oberkieferprothese keine Einschränkung, sondern allenfalls eine Erweiterung der Versuchsanordnung.

Um eine Übersicht über die Qualität der Kräfte und Mechanismen, welche am Prothesenhalt beteiligt sind, zu erhalten, führten wir zunächst Voruntersuchungen am Phantom durch. Diese sollten die Meßanordnung bestimmen, derer wir uns in den Untersuchungen am Patienten bedienten, um quantitative Ergebnisse zu erhalten. Somit unterscheiden wir zwei Gruppen von Versuchsreihen sowohl in ihrer Aufgabe als auch bezüglich ihrer Versuchsanordnung:

A VORUNTERSUCHUNGEN AM PHANTOMMODELL

Physikalische Vorbemerkungen:

Existiert ein Druckgefälle zwischen dem Prothesenspaltraum und dem äußeren Milieu (Normaldruck), so muß dieses vor dem Abriß der Prothese vom Lager durch eine Ausgleichströmung verkleinert

werden. Ein solches Druckgefälle zum Prothesenspaltraum hin kann erzeugt werden durch:

1. eine mechanische Verformung im System Prothese - Lager
2. eine Volumenzunahme des nach außen hin abgedichteten Spaltraumes
3. eine Evakuierung des Spaltraumes.

Ein Auftreten von Strömungen im Spaltraum während des Abzugs der Prothese vom Lager kann nur die Folge eines Druckgefälles in Richtung der Strömung sein. Dabei muß das Druckgefälle Δp größer sein als die Oberflächenspannung (Kohäsionsdruck) des flüssigen Mediums.

a) Aufgabenstellung:

Anhand verschiedener Voruntersuchungen am Phantommodell soll geklärt werden, ob beim Abzug der Prothese vom Lager ein Druckgefälle zum Spaltraum hin entsteht. Weiterhin soll die Art der Entstehung und die Verteilung des Druckgefälles im Prothesenspaltraum erfaßt werden.

b) Durchführung der Voruntersuchungen:

Phantomversuche I - Ph I

Nachweis einer Strömung und Markieren deren Richtung im Spaltraum zwischen Prothese und Lager.

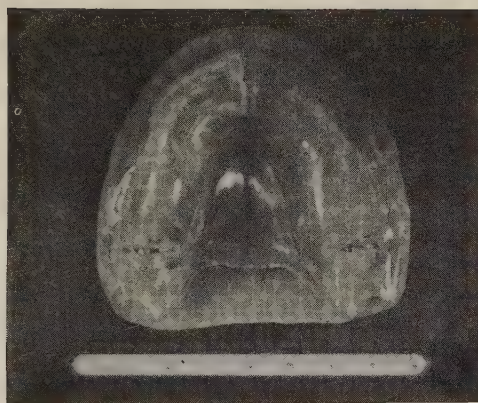


Abb. 1 : Versuchsanordnung der Voruntersuchungen
Resilientes Oberkiefer-Phantommodell und glas-
klare Prothesenbasis mit Abzugsvorrichtung

Versuchsanordnung:

Die Prothesenbasis für die Voruntersuchungen stellten wir auf dem Abdruckmodell einer Versuchsperson mit durchschnittlichen Lagerverhältnissen (Alveolarkamm von mittlerer Größe und ohne untersichgehender Bereiche) im Tiefziehverfahren (0,8 mm glasklare Folie) und anschließender Unterfütterung mit glasklarem Autopolymerisat her. Der vestibuläre Funktionsrand wurde ebenfalls mit glasklarem Polymerisat am Funktionsmodell ergänzt. Im Bereich zwischen den mittleren Frontzähnen und der ersten Molaren wurden Ösen angebracht, welche einen zentralen, lateralen und frontalen Abzug der Prothesenbasis vom Lager ermöglichen. (Abb. 1)

Die Prothesenbasis wurde in der üblichen Weise ausgearbeitet und poliert.

Der Phantomkiefer bestand aus Autopolymerisat mit einer Silikon-schicht, welche das natürliche Tegument nachahmen sollte. Wir benützten hierzu eine Silikonmasse von gewebeähnlicher Konsistenz (Silone) und erhielten durch direkten Abdruck mit der Versuchsprothese ein der Anatomie entsprechendes Lager von unterschiedlicher Nachgiebigkeit (2 - 5 mm Silikonschicht). Der Übergang zur beweglichen Schleimhaut wurde durch ein dünnflüssiges Silikon (Silasoft) dargestellt. Um eine gute Benetzbarkeit zu erreichen, wurde das Silikonmodell oberflächlich mit einem Sandstrahlgerät abgestrahlt.

Als flüssiges Spaltmedium wählten wir eine Mischung H_2O : Glycerin = 1 : 1 (relative Viskosität = 70).

Vor den Abzugsversuchen wurde das Phantomlager mit Flüssigkeit benetzt und mit schwarzer Wasserbeize punktweise markiert. Die Versuchsprothese wurde an den kongruenten Phantomkiefer adaptiert, Abzugsversuche durchgeführt und die beobachteten Effekte schrittweise in Versuchsskizzen festgehalten.

Versuche: Ph I - Z (zentraler Abzug)
 Ph I - F (frontaler Abzug)
 Ph I - L (lateraler Abzug)

Phantomversuche II - Ph II

Direkter qualitativer Nachweis eines Druckgefälles im Prothesenspaltraum.

Versuchsanordnung:

Wir bedienten uns des Versuchsaufbaues aus Ph I. Die Prothese wurde hierzu an einigen Orten, welche nach den Ergebnissen aus Ph I ausgewählt wurden, mit verschließbaren Anschlüssen versehen.

Versuche:

Mit einem empfindlichen U-Manometer (Wasserfüllung) wurde ein beim Abzug auftretendes Druckgefälle nachgewiesen.

Phantomversuche III - Ph III

Grob-quantitativer Vergleich des Druckgefälles im Spaltraum bezüglich Modifikation der Prothesenbasis und verschiedener Meßpunktverteilung.

Versuchsanordnung:

Wir benützten hierzu den Versuchsaufbau aus Ph II. Die Prothese wurde jedoch in der Weise modifiziert, daß die dorsale Begrenzung geringfügig gaumenwärts erhöht wurde. Die Prothese hat somit auch an ihrem dorsalen Rand ein Ventil erhalten.

Wie in Ph I und Ph II diente eine Mischung aus H_2O und Glycerin als Speichel-Mundschleim-Ersatz.

Als Meßgerät benützten wir ein U-Manometer, dessen Empfindlichkeit durch eine Hg-Füllung vermindert wurde.

Versuche:

Meßorte	MP I	MP II	MP III
	Drüsenzzone	Rugae palat.	Tuberinnenseite
zentraler Abzug	Ph III-Z-I	Ph III-Z-II	Ph III-Z-III
frontaler Abzug	Ph III-F-I	Ph III-F-II	Ph III-F-III
lateral Abzug	Ph III-L-I	Ph III-L-II	Ph III-L-III

Die Versuchsergebnisse wurden anhand einer Tabelle wiedergegeben.

Phantomversuche IV - Ph IV

Abgrenzung eines primär entstehenden Druckgefälles gegenüber einem sinkenden hydrostatischen Druck (BERNOULLI).

D. BERNOULLI fordert in seiner Kontinuitätsgleichung, daß bei der Strömung idealer, inkompressibler Flüssigkeiten in jedem Strömungsquerschnitt die Summe aus dem hydrodynamischen und dem hydrostatischen Druck konstant ist:

$$GB: p_s + \frac{\rho}{2} \cdot u^2 = \text{const.} = p_0 \quad \text{Bernoullische Gleichung (8)}$$

p_s = statischer Druck

p_s ist der Druck, den ein Manometer in einer strömenden Flüssigkeit anzeigt. Er ist überall kleiner als der Gesamtdruck p_0 .

dessen Wert p_s nur an Stellen erreicht, an denen die Strömungsgeschwindigkeit $u = 0$ ist. Der Strömungsdruck $\frac{\rho}{2} \cdot u^2$, auch Staudruck genannt, ist ein direktes Maß für die Strömungsgeschwindigkeit u .

Praktisch kann ein sogenanntes Bernoulli-Druckgefälle nicht merklich am Aufbau eines haltewirksamen Druckgefälles im Spalt-raum beteiligt sein, da eine Strömung erst durch ein initiales Druckgefälle entstehen kann.

Das Druckgefälle Δp (Bernoulli) = $p_0 - p_s$ hat somit sekundären Charakter und beträgt nach einer Übersichtsrechnung bei einem maximalen Stromweg = 3 cm

der Dauer eines schnellen Abzuges = 10^{-1} sec

der Dichte des Mediums (H_2O) = $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$

dem atmosphärischen Druck = $p_0 = 10^6 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$

maximal:

$$p_0 - p_s = \frac{30^2}{2} = 450 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$$

Dieser Wert entspricht 0,045 % des atmosphärischen Luftdruckes und muß energetisch als ein am Prothesenhalt beteiligtes Druckgefälle abgelehnt werden.

Trotzdem überzeugen wir uns davon, ob ein derartiges Druckgefälle mit einem empfindlichen Manometer überhaupt festgestellt werden kann.

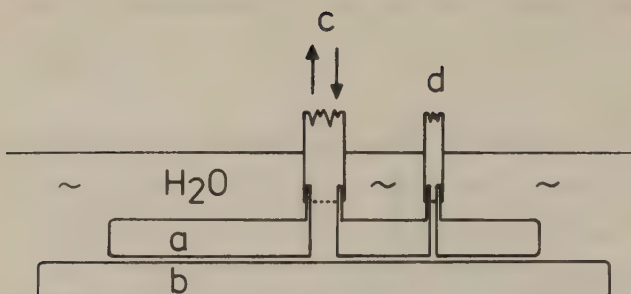


Abb. 2 : Versuchsanordnung des Phantomversuches IV

- a Strömungsplatte im Wasserbad
- b Glasblock (plangeschliffen)
- c Pumpenanschluß $\varnothing = 5 \text{ mm}$
- d Manometeranschluß $\varnothing = 1,5 \text{ mm}$

Versuchsanordnung:

Wir benutzten eine plangeschliffene, kreisrunde ($r = 30 \text{ mm}$) nicht verformbare Platte aus Kunststoff, welche im Gießverfahren auf einer plangeschliffenen Glasplatte hergestellt wurde. Durch einen zentralen Anschluß konnte in den Spalt-raum zwischen Kunststoff-und Glasplatte Flüssigkeit mittels einer Motorpumpe mit hoher Leistung ($20 \text{ cm}^3 \cdot \text{sec}^{-1}$) gepreßt bzw. aus dem Spalt gesaugt werden.

Über einen weiteren Anschluß zwischen Zentrum und Rand der Platte, an welchem ein U-Manometer mit Wasserfüllung ange-

geschlossen wurde, versuchten wir eine mögliche Druckänderung bei Fließen des Mediums im Spaltraum festzustellen (Abb. 2).

Versuche: Ph IV-ZF zentrifugale Strömungsrichtung

Ph IV-ZP zentripetale Strömungsrichtung

Ph IV-K Kontrollversuch mit Glycerin

Die Versuche haben lediglich qualitativen Charakter. In jedem Versuch müßte sich unabhängig von der Strömungsrichtung ein Manometerausschlag in derselben Richtung (Druckgefälle) ergeben, wenn tatsächlich ein Bernoulli-Druckgefälle festzustellen ist.

B HAUPTUNTERSUCHUNGEN AM PATIENTEN

a) Aufgabenstellung:

In verschiedenen Versuchsreihen soll durch Änderung standardisierter, auf die Prothese und auf das Lager einwirkender Kräfte in einem kombinierten Meßverfahren

der Abstand Prothese - Lager (d)

das Druckgefälle zum Prothesenspaltraum hin (Δp)

die Abzugskraft ($K_{\downarrow}$)

durch eine geeignete elektronische Meßanordnung beim Abzug der Prothese vom Lager aufgezeichnet werden.

Durch Auswertung der Registrare wollen wir Auskunft über die Haltefunktionen des Systems Prothese - Lager erhalten.

Die Meßgrößen d , Δp und $K_{\downarrow}$ gestatten uns neben den veränderlichen Größen $K_{\uparrow}$ (Anpresskraft) und t (Zeit) folgende

Funktionen zu ermitteln:

$$d = f(K\downarrow), \quad p = f(K\downarrow), \quad t = f(K\downarrow) \quad \text{bei } K\uparrow = \text{const.}$$

$$d = f(K\uparrow), \quad p = f(K\uparrow), \quad t = f(K\uparrow) \quad \text{bei } K\downarrow = \text{const.}$$

$$\Delta p = f(d), \quad t = f(d)$$

$$\Delta p = f(t)$$

Bei Bedarf werden wir diese Grundfunktionen durch solche erweitern, welche zur Klärung des Haltemechanismus der Prothese notwendig erscheinen.

Anmerkung: Die Benennung und Dimension aller Größen erfolgt im cgs-System, um eine einheitliche Größenordnung vorzugeben (Tabelle 1).

b) Versuchsanordnung:

Die qualitativen Ergebnisse aus den Phantomuntersuchungen erleichtern uns den Aufbau der quantitativen Hauptuntersuchungen. Die Auswahl der Versuchspersonen erfolgte nach folgenden Kriterien:

1. Gut erhaltener, zahnloser Oberkiefer mit durchschnittlich ausgebildetem Alveolarfortsatz und ohne untersichgehender Bereiche
2. Durchschnittlich resilientes Tegument (keine Schlotterkämme)
3. Gute Speichelproduktion (mittelmäßig visköser Speichel)
4. Durchschnittlicher Tonus der perioralen Muskulatur

Die Versuchsprothesen wurden nach den üblichen Herstellungsverfahren für die Totalprothese gefertigt :

Herstellung eines Funktionsabdrucklöffels aus Autopolymerisat nach Situationsabformung mit Alginat. Funktionsabdruck mit Silikon (Sta-Seal-F und Silasoft). Fertigstellung nach Relationsbestimmung und Einprobe der Zahnaufstellung. Berücksichtigung aller funktioneller Merkmale, welche erfahrungsgemäß am sicheren Halt der Prothese beteiligt sind. Darunter verstehen wir einen myodynamisch ausgeformten vestibulären Funktionsrand und eine der Schleimhautresilienz entsprechende artifizuell erhöhte dorsale Begrenzung (Dämmleiste) der Prothesenbasis.

Vor dem Einbau der Meßinstrumente wurde über die Prothesenbasis ein Kiefermodell gewonnen (vergleiche Phantomuntersuchungen), welches eine Wiederherstellung der im Versuchsablauf beschädigten Prothese erlaubt. Ebenfalls wurde bei der Einprobe der fertigen Prothese am Patienten ein "Unterfütterungsabdruck" mit sehr dünnflüssigem Silikon (Mod-sil) hergestellt, um die anfängliche Ungenauigkeit, welche durch die Fertigung der Prothese bedingt ist, festzustellen. Diese ausgemessene Silikonschicht sollte die Einlagerung der Prothese quantitativ veranschaulichen (Abb. 3).

Meßanordnung:

Zur elektronischen Übermittlung und Aufzeichnung der Meßdaten bedienten wir uns eigens an unserem Institut entwickelter mechano-elektronischer Umsetzer für Abstandsmessungen (18) und Druckmessungen (Abb. 4, 5, 6, 7).

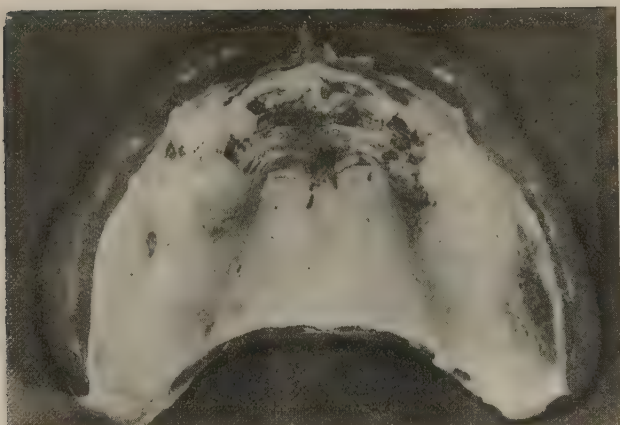


Abb. 3 : Inkongruenz zwischen Prothesenbasis und Lager,
dargestellt mit dünnfließendem, weißopakem
Silikon

Das induktive Prinzip dieser Umsetzer ermöglicht es, durch geringe mechanische Weg- und Druckänderungen eine relativ große OHMsche Widerstandsänderung zu erzeugen, welche ihrerseits mittels eines empfindlichen Meßverstärkers (Hellige HE 17, Vorverstärker TF 206008) und Mehrkanalschreibers aufgezeichnet werden kann.

Für einen zusätzlichen Versuch zur Ermittlung der Lagerpuls-kurve konstruierten wir einen nahezu trägheitslosen mechano-opto-elektronischen Druckumsetzer (Abb. 4, 7), welcher ein Druckgefälle über den Weg der Fotowiderstandsmessung transformiert.



Abb. 4 : Meßwertumsetzer

oben links: induktiver Weggeber

unten links: induktiver Druckgeber

unten rechts: opto-elektronischer Druckgeber

Für die Kraftmessung im Bereich bis 500 p wurde ein Dynamometer (Correx, Haag & Streit) ebenso mit einem induktiven Meßsystem versehen, welches eine Aufzeichnung der Abzugsgröße $K\downarrow$ erlaubt (Abb. 8).

Für größere Anpress- und Abzugsbelastungen wurde ein zweites Dynamometer ohne diese Meßeinrichtung verwendet.

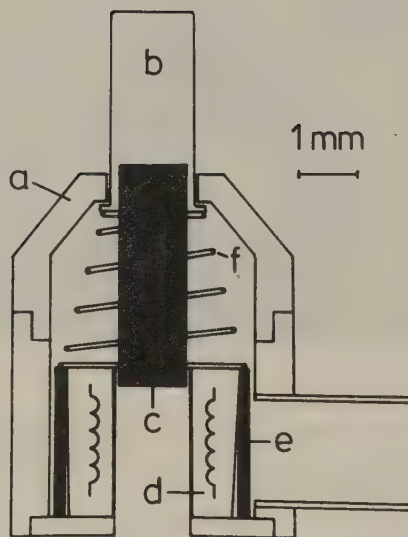


Abb. 5 : Technischer Aufbau des Weggebers

- a Gehäuse
- b Taster
- c Ferritkern
- d Spule
- e Ferritschalenkern
- f Rückstellfeder

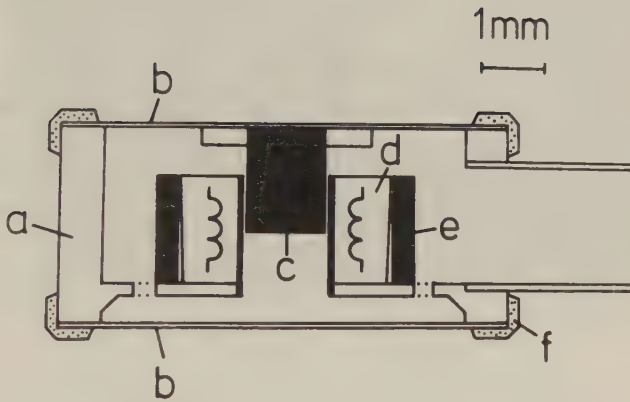


Abb. 6 : Technischer Aufbau des induktiven Druckgebers

- a Gehäuse
- b Gummimembranen (Cofferdam)
- c Ferritkern
- d Spule
- e Ferritschalenkern
- f Epoxidharz-Klebung

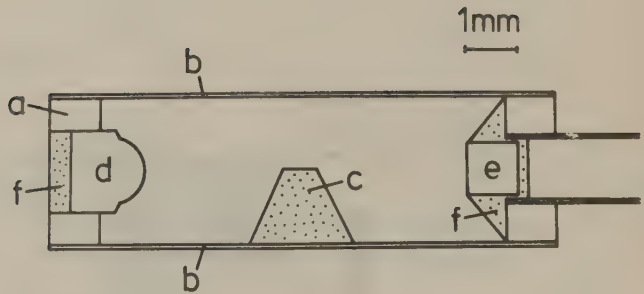


Abb. 7 : Technischer Aufbau des mechano-opto-elektronischen Druckgebers

- a Gehäuse (innen mattschwarz)
- b Rotlichtundurchlässige Gummimembranen
- c Mattschwarzer Gummi block
- d Leuchtdiode LD 50 (rot)
- e Fotowiderstand (rot-empfindlich)
- f glasklares Epoxidharz

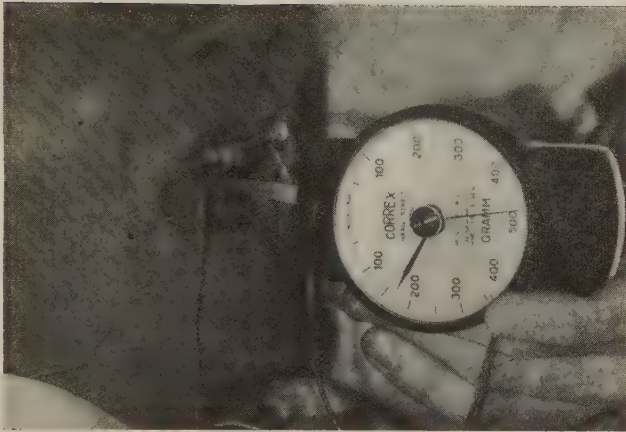


Abb. 8 : Dynamograph in der Versuchsanordnung

Die Eichung der gesamten Meßanordnung ergab (Abb. 9, 10, 11, 12):

1. Die Meßwertübermittlung erfolgt temperaturabhängig, jedoch ist die Wiedergabe bei Isothermie stabil. In den Versuchen muß, bevor eine Messung erfolgen kann, der Temperaturdrift abgewartet werden.
2. Der Anzeigefehler identischer Meßwerte in verschiedenen Temperaturbereichen liegt unter 1 %.

3. Die mechano-elektronischen Umsetzer zeigen keine "Alterung", vor und nach den Untersuchungen ergaben sich identische Eichdiagramme.

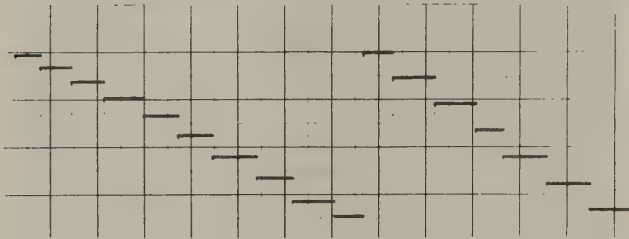


Abb. 9 : Weggeber-Eichkurve

Jeder Sprung stellt eine Wegänderung von 10^{-2} cm dar

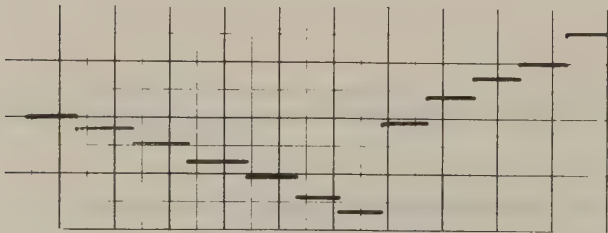


Abb. 10: Druckgeber-Eichkurve (induktiv)

Jeder Sprung stellt eine Druckänderung von 5 mm Hg dar.

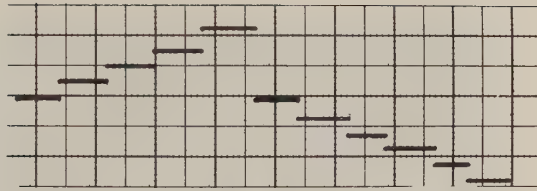


Abb. 11: Druckgeber-Eichkurve (opto-elektronisch)
Jeder Sprung stellt eine Druckänderung von 5 mm Hg dar

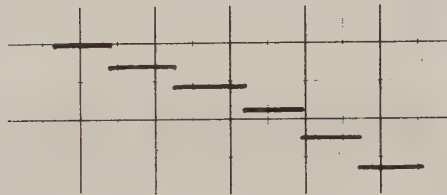


Abb. 12: Dynamograph-Eichkurve
Jeder Sprung stellt eine Kraftänderung von 100 p dar

Einbau der Meß- und Abzugsvorrichtung:

1. Abstandsgeber für d:

Der Weggeber wurde auf einer relativ unnachgiebigen Stelle der Schleimhaut zur Erfassung des mittleren Abstands der Prothese vom Lager median zwischen den zweiten Prämolaren eingebaut. (Abb. 13, 14, 15).

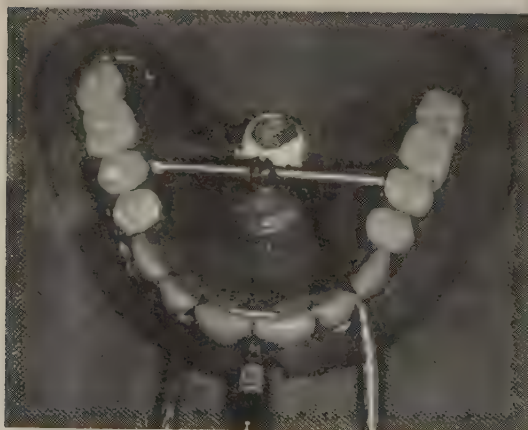


Abb. 13 und 14: Prothese mit Meß- und Abzugsvorrichtung



Abb. 15: Prothese mit Meß- und Abzugsvorrichtung
(Basisunterseite)

2. Druckgeber für p:

Der mechano-elektronische Druckumsetzer wurde an der Stelle der Basis installiert, an welcher nach den Ergebnissen aus den Phantomuntersuchungen das größte Druckgefälle beim Abzug der Prothese vom Lager festgestellt wurde.

Um eine größtmögliche Genauigkeit bei der Übermittlung des Druckwertes zu erhalten, bauten wir den Druckgeber in eine mit Flüssigkeit gefüllte Kammer, welche mit dem Prothesenpaltraum über eine Öffnung ($\varnothing = 2 \text{ mm}$) kommunizierte. Diese Kammer konnte bei Bedarf über eine Spritzenkanüle geflutet werden, wodurch Kammer und Paltraum luftblasenfrei wurden. Zur Messung konnte die Kanüle, welche ebenso dem Druckausgleich beim Anpressvorgang diente, mittels eines Stopfens

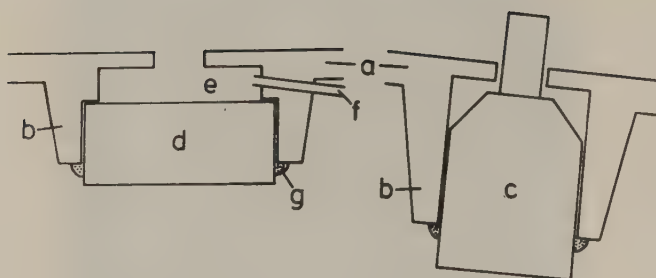


Abb. 16: Schematischer Einbau der Geber in die Prothesenbasis

a Prothesenbasis, b Tragerahmen aus Autopolymerisat, c Weggeber, d Druckgeber, e Hohlkammer, f Spritzenkanüle, g Dichtmittel

dicht verschlossen werden. Diese Anordnung war notwendig, da wegen der leicht deformierbaren Gummimembranen des Druckgebers nur ein teilweiser Druckausgleich beim Anpressen der Prothesenbasis ans Lager möglich wäre. Die Membranen würden beim Anpressvorgang lediglich deformiert werden und die Abstandsänderung wäre reversibel, d. h. die Prothese würde wieder vom Lager wegfedern.

Sowohl Weg- als auch Druckgeber wurden stabil in der Basis befestigt und mittels dünnflüssigem Silikon (Mod-sil) zur Mundhöhle hin abgedichtet (Abb. 16).

3. Abzugsvorrichtung:

Die Prothese erhielt für Anpress- und Abzugsbelastungen einen Transversalbügel (Stahl $\varnothing = 2,5 \text{ mm}$) mit einer Öse zum Zentrum der Prothese für zentrale Belastungen und einer zweiten Öse lateral für laterale Abzugsbelastungen. Der Bügel stabilisierte die Prothese auch gegen mechanische Verformungen.

Für frontale Abzugsbelastungen wurde zwischen den mittleren Frontzähnen ein Retentionsbügel ($\varnothing = 1 \text{ mm}$) eingebaut.

Die Abzugselemente wurden mit Retentionen versehen und einpolymerisiert (Abb. 13, 14).

c) Durchführung der Hauptuntersuchungen:

Die Prothese wurde im versuchsbereiten Zustand gewogen. Als Prothesenmasse wird diejenige angegeben, welche mit mittlerer Weggeberrückstellkraft ermittelt wurde.

Vor jedem Versuch fand ein Nulllinienabgleich der Meßvorrichtung statt, um einen etwaigen Temperaturdrift auszugleichen. Die Prothese wurde jeweils bei geöffnetem Kanülenventil an gepreßt, so daß ein Druckausgleich stattfand, wie er sich beim Anpressvorgang einer unversehrten Basis einstellt. (Abb. 17)

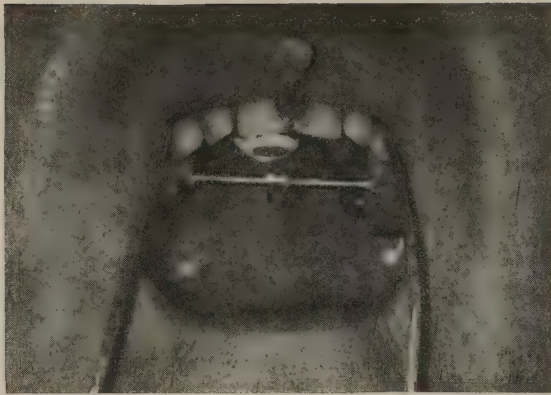


Abb. 17: Versuchsanordnung Prothese in situ

Versuchskomplex I

Untersuchung des Haltemechanismus einer bezüglich ihrer funktionellen Merkmale unversehrten Totalprothese unmittelbar nach der Eingliederung. Die Versuchsreihen tragen das Suffix 0.

1. Anpressversuch - A-0

Vorweggenommene isolierte Betrachtung und Diskussion des Anpressvorganges.

Die Prothese wurde mit $K\uparrow = 1000 \text{ p}$ zentral angepreßt, ein Druckausgleich vorgenommen, und der Zustand nach erfolgtem Druckausgleich (Ventil geschlossen) und abgesetzter Anpresskraft registriert.

2. Druckverteilung - D-0

Quantitative Verteilung des Druckgefälles nach dem Ort der Druckmessung im Prothesenspaltraum (vergleiche Ph III).

Die Versuchsanordnung wurde modifiziert:

Für die Druckgefällemessungen wurde der Druckgeber jeweils an den Meßpunkten MP I, MP II, MP III aus den Phantomversuchen Ph III angebracht.

Die Prothese wurde mit $K\uparrow = 1000 \text{ p}$ angepreßt und entsprechend der Versuchsreihe Ph III belastet ($K\downarrow = 100 \text{ p}$).

Versuchsserien: D-0-Z zentraler Abzug

D-0-L lateraler Abzug

D-0-F frontaler Abzug

Diese Versuchsserien dienen der Überprüfung und quantitativen Erfassung der Phantomuntersuchungen.

3. Belastungsversuche bis $K\downarrow = 500 \text{ p}$ - B1-0

Grundfunktionen des Prothesenhaltes bezüglich eines Belastungsspektrums bis 500 p bei konstanter Anpressgröße ($K\uparrow = 1000 \text{ p}$).

Die Druckgefällemessung erfolgte bei MP I, die Belastungsart war zentral mit Werten von $100 - 300 - 500 \text{ p}$, die Wirkdauer 10 sec .

Zusatzversuch: Versuch B1-0-M0 zur Bestimmung der realen Abzugsgröße bei maximaler Mundöffnung.

4. Belastungsversuche bis $K\downarrow = 2000$ p - B2-0

Grundfunktionen des Prothesenhaltes bis 2000 p Abzugskraft bei $K\uparrow = \text{const.} = 500$ p.

Die Druckgefällemessung erfolgte bei MP I, die Belastungsart war zentral mit $K\downarrow = 300 - 500 - 1000 - 2000$ p, die Wirkdauer 10 sec.

5. Wirkungsgrad des Ventils - W-0

Ventilwirkung des Systems Prothese - Lager bei konstanter Abzugskraft ($K\downarrow = 500$ p) und steigender Anpresskraft.

Die Grundfunktionen wurden bei verschiedenen Anpressgrößen aufgenommen. Die Anpressgröße (zentral) betrug $K\uparrow = 500 - 1000 - 2000 - 3000$ p, die Wirkdauer 15 sec.

6. Langzeitbelastungen - L-0

Verhalten der Grundfunktionen des Prothesenhaltes bei einer länger andauernden Belastung ($t = 60$ sec) und Vergleich mit den Kurzzeitbelastungen.

Die Versuchsreihe sollte zugleich die vorangegangenen Versuchsreihen kontrollieren.

Versuchsserien: L-0-250 mit $K\downarrow = 250$ p und $K\uparrow = 250-500-1000$ p

L-0-500 mit $K\downarrow = 500$ p und $K\uparrow = 250-500-1000$ p

Versuchskomplex II

Untersuchung des Haltemechanismus einer bezüglich ihrer funktionellen Merkmale zunehmend reduzierten Prothesenbasis unmittelbar nach Eingliederung.

1. Vergleich des Haltemechanismus einer neuen unversehrten und einer neuen, um die Dämmleiste reduzierte Basis.
Die Versuche tragen das Suffix DD (Dämmleistendefekt).

Hierzu wurden folgende relevante Versuchsserien mit D-Defekt wiederholt: B1-O-DD

B2-O-DD

W-O-DD

2. Vergleich einer neuen unversehrten und einer neuen, am gesamten Ventilrand defekten Prothese bezüglich ihres Haltes. Suffix FRD (Funktionsrand-Defekt).

Die Prothese wurde zu diesem Zweck weiter reduziert und zwar durch linienförmige Defekte am gesamten vestibulären Funktionsrand, jedoch unter Erhalt der Form der Prothese in der Umschlagsfalte. (Abb. 18)

Versuchsserien: B1-O-FRD

B2-O-FRD

W-O-FRD

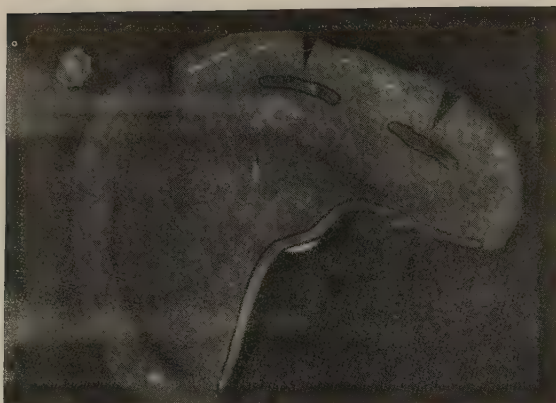


Abb. 18: Reduzierte Prothesenbasis

D-Defekt und FR-Defekt dargestellt



3. Einfluß einer Perforation im Zentrum der Gaumenplatte auf den Halt der Prothese. Suffix PP (Plattenperforation).

Median zwischen den ersten Prämolaren wurde die Basis perforiert ($\emptyset = 6 \text{ mm}$).

Versuchsserie: B1-0-PP

Nach Durchführung dieser Versuchsreihen wurden die Meß- und Abzugselemente aus der Basis entfernt, die Prothese in ihrer ursprünglichen Form mit klarem Autopolymerisat wieder hergestellt und der Versuchsperson für einen Zeitraum von 6 Wochen eingegliedert.

Versuchskomplexe III und IV

Untersuchung des Haltemechanismus einer bezüglich ihrer funktionellen Merkmale unversehrten (III) und reduzierten (IV) Prothesenbasis nach einer Einlagerungs- bzw. Tragezeit von 6 Wochen. Die Versuchsserien tragen das Suffix 6.

Die Meß- und Abzugselemente wurden an den gleichen Orten eingebaut wie am Versuchstag 0.

Versuchsserien:	B1-6	B2-6	W-6
	B1-6-DD	B2-6-DD	W-6-DD
	B1-6-FRD	B2-6-FRD	W-6-FRD
	B1-6-PP		

Versuchskomplex V

Kontrolluntersuchungen

Zur Sicherung der Ergebnisse aus den Phantomversuchen und den Untersuchungen an der ersten Versuchsperson wurden Kontrolluntersuchungen an zwei weiteren Personen durchgeführt.

An einer zweiten Person wurden die Kurzzeitversuche, an einer dritten die Langzeitversuchsserien wiederholt.

Zur Durchführung bedienten wir uns des gleichen Versuchsaufbaus wie bei der ersten Versuchsperson. Als Suffix führen wir (K) ein.

1. Versuchsperson II

Es wurden durchgeführt die Versuchsserien:

B1-0-(K)

B1-0-DD-(K)

B2-0-(K)

B2-0-DD-(K)

W-0-(K)

W-0-DD-(K)

2. Versuchsperson III

Es wurden durchgeführt die Versuchsserien:

L-0-250-(K)

L-0-500-(K)

Auf weitere Versuche und Defektformen der Basis wurde aus Gründen der ohnehin bereits großen Redundanz verzichtet.

C NEBENVERSUCHE

1. Speichelveskosität

Um sich nicht zu sehr auf Literaturangaben stützen zu müssen, wurden Nebenuntersuchungen zur Viskositätsbestimmung des Speichels der Versuchsperson I durchgeführt.

Diese erfolgten mit verschiedenen hohen Strömungsgeschwindigkeiten im Kapillarviskosimeter nach HESS (4), (10), der unsere Versuchsanordnung mit kapillarem Spaltraum am besten wiedergibt.

2. Lagerpulskurve

Abhängigkeit der Lagerdurchblutung von der angewandten Anpressbelastung.

Mit einer empfindlichen, trägheitslosen Meßapparatur wurde die Blutdruckkurve des Lagergewebes bei verschieden großen Anpresskräften aufgenommen.

Versuche: $K \uparrow = 0 \text{ p}$
 $K \uparrow = 1000 \text{ p}$

IV E R G E B N I S S E

A Voruntersuchungen am Phantom

Die Phantomuntersuchungen lieferten qualitative Ergebnisse, welche für den Aufbau der Hauptuntersuchungen am Patienten von entscheidender Bedeutung sind.

Die einzelnen Versuche lassen folgende Wertungen zu:

Phantomversuche I - Ph I

a) Die Abzugsversuche am Phantommodell mit glasklarer Basis zur Klärung der Strömungsverhältnisse im Spaltraum brachten folgende Ergebnisse:

1. Beim Abzug der Prothese vom Lager findet im Spaltraum eine Strömung des Mediums (Wasser, Speichel, etc.) statt, deren Richtung vom Ort des Abzugs beeinflusst wird (Abb. 19, 20, 21).
2. Es bilden sich nach Abriß der Prothese vom Lager Flüssigkeitsanhäufungen, welche je nach dem Ort und der Richtung des Abzugs (zentral, frontal, lateral) charakteristisch auf der Lageroberfläche verteilt sind.
3. Bei sehr schnellen Abzugsmomenten überwiegt ein Abreißen der Strömung im Spaltraum und eine diffuse Flüssigkeitsverteilung auf dem Prothesenlager.

b) Auswertung der Beobachtungen:

Die Versuchsskizzen lassen den Schluß zu, daß die Strömung

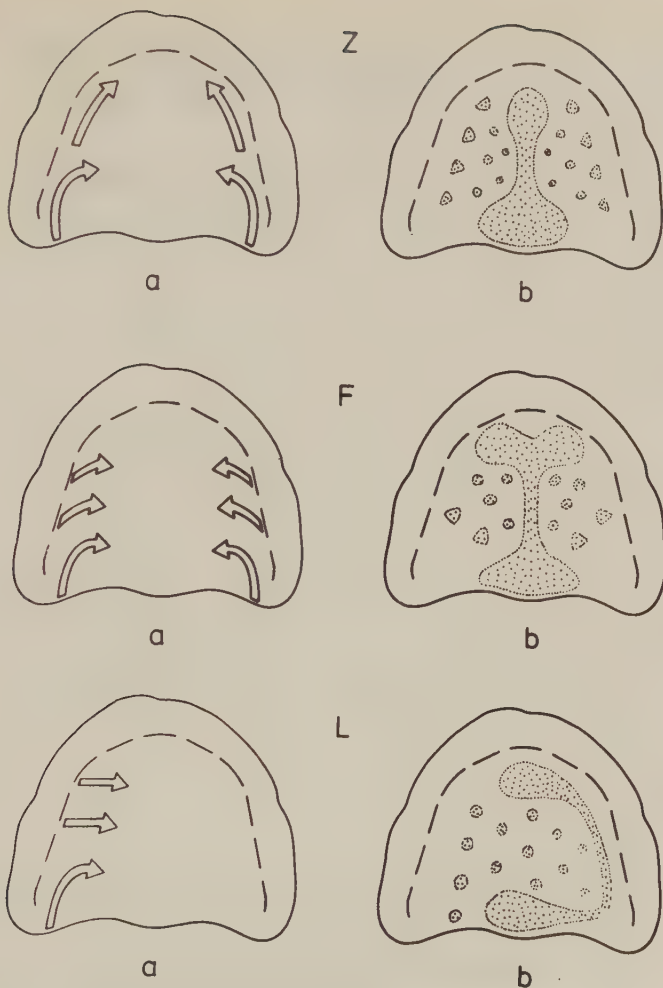


Abb. 19, 20, 21: Ergebnisse aus Phantomversuchen I
 Abzugsort Z = zentral, F = frontal
 L = lateral
 a Strömung vor Abriß, b nach erfolgtem Abriß

einem Druckgefälle folgt, welches dort am größten ist oder am längsten bestehen bleibt, wo sich nach erfolgtem Abriß Flüssigkeitsanhäufungen zeigen.

Aus diesem Grunde liegt die Vermutung nahe, daß im Prothesenspaltraum eine pro Abzugsart verschiedene Druckgefälleverteilung vorliegt.

Für die Entstehung eines Druckgefälles gibt es zwei Möglichkeiten:

1. Primäres Druckgefälle (mechanische Verformung, Vakuum, etc.)
2. Sekundäres Druckgefälle (Bernoulli), welches von der Geschwindigkeit einer Strömung abhängt

Während das primäre Druckgefälle die Ursache einer Strömung ist, wird das sekundäre erst durch die Strömung erzeugt und muß deshalb kleiner sein als das primäre Δp . Gewissheit über die Größe des sogenannten sekundären Druckgefälles verschafft uns Phantomversuch IV.

Phantomversuche II - Ph II

- a) Bei den Abzugsversuchen der mit Manometeranschlüssen versehenen Prothese ergaben sich folgende Befunde:
1. Innerhalb der Fläche, welche vom Kammfirst und der dorsalen Prothesenbegrenzung eingeschlossen wird, existiert beim Abzug der Prothese vom kongruenten Lager ein Druckgefälle, das mit einer empfindlichen Meßanordnung (U-Manometer mit Wasserfüllung) nachgewiesen werden kann.

2. Dieses Druckgefälle ist grob-quantitativ im Bereich der Gaumendachmedianen am größten.

Phantomversuche III - Ph III

- a) Die Abzugsversuche mit der modifizierten Basis (Dämmleiste) zeigten ähnliche Strömungsbilder wie Ph I.

Weiterhin ergab sich:

1. Die Druckgefällewerte, welche analog Ph II gefunden wurden, sind hier entschieden größer.
2. Außerhalb des Kammfirstes (vestibulärer Basisanteil) ist mit unserer Meßanordnung kein Druckgefälle nachweisbar.
3. Grob-quantitativ ließ sich mittels U-Manometer und Hg-Füllung ein unterschiedliches Druckgefälle an verschiedenen Meßpunkten feststellen. Dieses ist vereinfacht an drei Meßpunkten in folgender Übersicht dargestellt:

	Drüsenzzone	Rugae palat.	Tuberinnenseite
Ph III-Z	+++	++	++
Ph III-F	++	+	+
Ph III-L	++	+	Lastseite ++ Ruheseite 0

- b) Auswertung der Ergebnisse:

Die Messungen wurden an mehreren Meßpunkten durchgeführt, der Übersicht wegen aber nur an drei definierten Meßpunkten wiedergegeben. Keiner der Meßorte liegt an der Grenze oder außerhalb der "wirksamen" Fläche (F_w), also derjenigen Fläche, über

welcher ein Druckgefälle nachweislich besteht.

Mit diesen Ergebnissen kann man somit ein für die jeweilige Abzugsart charakteristisches sagittales und transversales Druckgefälleschema über der Basis aufstellen. Wir nehmen an, daß die Druckgefälleverteilung zwischen den Meßpunkten und zum Nullpunkt (Kammfirst und dorsale Begrenzung) hin linear verläuft (Abb. 22).

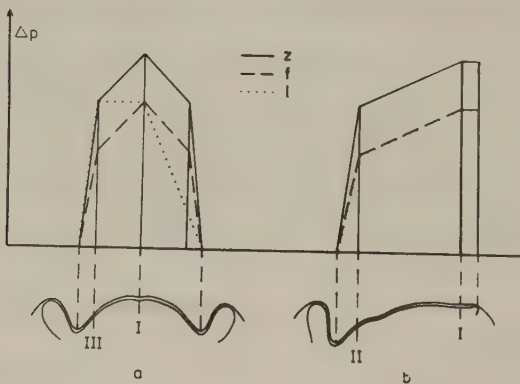


Abb. 22: Druckgefälleverteilung (grob-quantitativ) aus Phantomversuch III

a transversales Profil, b sagittales Profil

Abzugsarten: z = zentral, f = frontal, l = lateral

Meßpunkte: I (Drüsenzzone), II (Rugae palat.)

III (Tuberinnenseite)

Daß im Spaltraum eine Δp -Verteilung und nicht ein einheitliches Δp festgestellt wurde, ist damit zu erklären, daß durch die

Viskosität (Reibungswiderstand) des Spaltmediums zwischen Basis und Lager eine Ausbreitung des Druckes nur in beschränktem Ausmaß möglich ist, bzw. daß ein ursprüngliches Druckgefälle (initiales Δp) am Rande der Prothese früher ausgeglichen wird als im Zentrum der Basis.

Phantomversuche IV - Ph IV

a) Die Versuche mit der Strömungsplatte zeigten:

1. Bei Abstandsverringung von Strömungsplatte und Unterlage ist bei zentrifugaler Strömungsrichtung eine geringe positive Druckdifferenz registrierbar.
2. Bei zentripedaler Strömung ist eine gleichwertige negative Druckdifferenz festzustellen.

b) Auswertung:

Die Ergebnisse zeigen eindeutig, daß wir keinen sogenannten Bernoulli-Druck in unserer Meßanordnung registrieren können, da die Druckamplitude mit der Strömungsrichtung lediglich ihr Vorzeichen, nicht aber den Wert ändert. Diese Erscheinung hängt mit der steigenden Turbulenz der Flüssigkeit in der Versuchsanordnung zusammen, wodurch im U-Manometer ein Teil des hydrodynamischen Druckes registriert wird.

Zusammenfassung der Voruntersuchungen

Aus den Voruntersuchungen am Phantom erhalten wir folgende Ergebnisse:

1. Beim Abzug der Prothese vom Lager findet als Ausdruck eines entstehenden Druckgefälles eine Druckausgleichströmung des Spaltmediums statt, welche für jede Abzugsart charakteristisch, jedoch nie radiär verläuft.

2. Das Druckgefälle stellt sich auch bei völliger Kongruenz von Lager und Prothesenbasis ein und unterliegt einer Verteilung mit einem für jede Abzugsart charakteristischen Muster.

"Druckgefällewirksam" ist diejenige Fläche, welche vom Kammfirst und der dorsalen Begrenzung der Basis eingeschlossen wird (F_w).

3. Ein Bernoulli-Druckgefälle tritt in unserer Versuchsanordnung nicht meßbar in Erscheinung.

B Hauptuntersuchungen am Patienten

Versuchsperson I - Prothesen I und II

Versuchskomplexe I, II, III, IV

a) Vor den Versuchen wurden bestimmt:

1. Absolutfläche (projiziert) der Prothesen:

Die Prothesen wurden photographisch mit Hilfe eines Millimeterrasters vermessen. Im physikalischen Sinne ist es unwichtig, die Gesamtfläche der Prothese, also die Absolutfläche der planierten Basis zu bestimmen, da jede Wechselwirkung physikalischer Natur (mit Ausnahme der Reibungskraft) repräsentiert wird durch eine Resultierende, die senkrecht zur Projektionsfläche der Basis wirkt.

Diese Projektionsfläche beträgt bei Prothese I $26,33 \text{ cm}^2$
(Prothese II $26,42 \text{ cm}^2$)

2. "Wirksame" Flächen (F_w projiziert) der Prothesen:

Sie werden analog der Absolutfläche bestimmt und sind begrenzt von Kammfirst und dorsalem Abschluß.

Sie betragen für Prothese I $14,28 \text{ cm}^2$
(Prothese II $14,31 \text{ cm}^2$)

3. Prothesenumfang:

Dieser wurde durch Ausmessen des größten Umfangs der Basis bestimmt und beträgt für Prothese I $22,00 \text{ cm}$
(Prothese II $22,05 \text{ cm}$)

4. Inkongruenz zwischen Basis und Lager:

Die durch die Herstellung der Prothese bedingte anfängliche Spaltbreite wurde wie bereits beschrieben (vergl. Abb. 3) ermittelt. Sie beträgt für:

Prothese I bei Eingliederung max. $437 \mu\text{m}$, $\emptyset = 301 \mu\text{m}$

Prothese I nach Einlagerung max. $152 \mu\text{m}$, $\emptyset = 97 \mu\text{m}$

Prothese II bei Eingliederung max. $406 \mu\text{m}$, $\emptyset = 283 \mu\text{m}$

Das Maximum des Abstandes der Basis vom Lager liegt jeweils im Bereich der Drüsenzone, also beim Meßpunkt I der Druckmessung.

Die Abstandswerte bei Prothese I sind nach einer Einlagerungszeit von 6 Wochen bei gleichen Bedingungen (Anpresskraft $K \uparrow = 1000 \text{ p}$) um etwa $150 - 200 \mu\text{m}$ kleiner als bei Eingliederung.

Die Abstandswerte für Prothese II sind, vermutlich infolge geringerer Erhöhung der Abschlußradierung (Dämmleiste), insignifikant kleiner.

b) Analyse:

Für die Abstandsminderung während der Einlagerungszeit können verantwortlich sein:

1. Adaption des Lagers an die Prothesenbasis
2. Adaption der Prothese an das Lager

Zusammenfassend stellen wir fest:

Eine bei Eingliederung relativ große Inkongruenz zwischen Basis und Lager wird während der Einlagerungszeit verkleinert.

Die größte Inkongruenz zwischen Prothese und Lager besteht als Folge der Polymerisationsschrumpfung und der dorsalen Abschlußradierung immer im Bereich der Drüsenzone median kurz vor dem dorsalen Prothesenrand.

Ein Minimalabstand wird dagegen immer auf dem Kammfirst und im frontalen Bereich der Basis beobachtet (vergl. Abb. 3).

Anpressversuch (A)

- a) Beim Anpressvorgang mit $K_f = 1000 \text{ p}$ und gleichzeitigem Druckausgleich erhalten wir in mehreren Messungen dasselbe Ergebnis:
1. Während des Anpressvorganges mit konstanter Kraft (zentral) und gleichzeitigem Druckausgleich über die Kanüle steigt der Druck im Spaltraum schnell bis zu einem Maximum, um bei fortdauernder

- Anpresskraft bis zum vollständigen Druckausgleich mit $p = p_0$ (atmosphärischer Druck) langsam abzufallen.
2. Der vollständige Druckausgleich ist nach etwa 6 - 7 sec erreicht.
 3. Nach Absetzen der Anpresskraft stellt sich ein Gleichgewichtszustand mit geringem Druckgefälle im Spaltraum ein.
 4. Der Abstand d der Basis vom Lager sinkt beim Druckausgleich unter Einwirkung der Anpresskraft bis zu einem Sättigungswert.
 5. Nach Absetzen der Kraft steigt der Abstand wieder an, um bei einem Wert ($d_{\min} < d < d_0$) einen Gleichgewichtszustand einzunehmen.

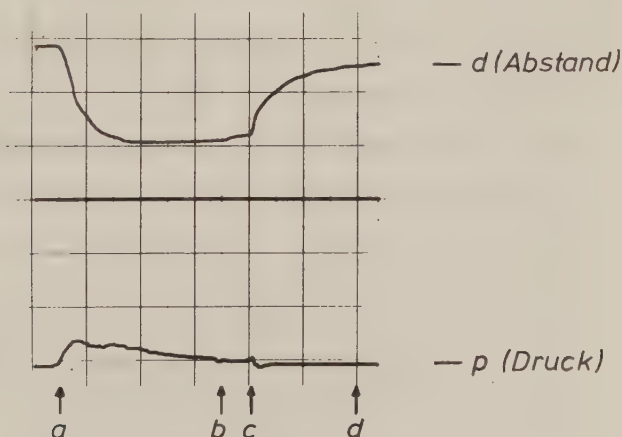


Abb. 23: Anpressversuch mit Druckausgleich (A)

- a Anpressbeginn mit $K \uparrow = 1000 \text{ p}$ und gleichzeitigem Druckausgleich, b Verschluß der Kanüle,
- c Absetzen der Anpresskraft, d Gleichgewichtszustand

b) Analyse und Diskussion:

Die Auswertung des Versuchsdiagramms (Abb. 23) und der dazugehörigen Werte (Tab. 2) läßt folgende Schlüsse zu:

1. Die Größen Δp und Δd des Gleichgewichtszustandes bescheinigen die Energiezunahme des Systems Prothese - Lager, da bei erfolgtem Druckausgleich das Ausgleichventil noch während der Anpressbelastung geschlossen wurde.

Trotz der Tatsache, daß bei einer intakten Prothese während des Anpressvorgangs ein höherer Überdruck erzeugt wird als in unserer Versuchsanordnung, dürfen wir annehmen, daß der Druckausgleich ähnlich erfolgt. Bei der Prothese ohne Meßgeber, also mit völlig starrer Basis, wird der Überdruck wirkungsvoller via Ventilrand ausgeglichen.

Der Energieinhalt des Systems ist bei $\Delta p = 0$ und $d = \min.$ für $K^\dagger = n$ ($n > 0$) am größten.

Bei unvollständigem Druckausgleich würde ein Restüberdruck im Spaltraum bestehen bleiben, der ein Zurückfedern der Prothese vom Lager zur Folge hätte. Dieser Abstand würde dann einer kleineren Anpresskraft mit vollständigem Druckausgleich entsprechen. Bei vollständigem oder auch nicht vollständigem Druckausgleich bestimmen die Größen Δp und d des Gleichgewichtszustandes den Energieinhalt des Systems.

Das Gleichgewicht nach Absetzen der Anpresskraft ist charakterisiert durch die Beziehung:

$$\text{GG: } \Delta p \cdot F_i + K_{\text{myo}} + K_{\text{ret}} + K_{\text{phys-chem}} = m \cdot g + K_{\text{muc}}$$

Diese Beziehung gilt für den Oberkiefer. Im Unterkiefer ändert sich lediglich das Vorzeichen des Produkts $m \cdot g$.

Die einzelnen Ausdrücke bedeuten:

$\Delta p \cdot F_i$ - Diejenige Kraft, welche ein Druckgefälle unter Vermittlung einer hypothetischen Fläche F_i auf die Basis ausübt.

F_i ist definitionsgemäß diejenige Fläche, über welcher idealisiert 100 % des maximalen Druckgefälles (MP I) wirksam ist.

Sie muß kleiner sein als F_w , da bereits in den Voruntersuchungen die Existenz einer Druckgefälleverteilung mit Maximum bei MP I festgestellt wurde.

K_{myo} - Die am Prothesenhalt beteiligte Kraft der perioralen Muskulatur. Diese ist im entspannten Zustand der Muskulatur sehr klein und kann experimentell kaum bestimmt werden.

K_{ret} - Die mechanische Retentionsgröße, welche die Prothese bei Vorhandensein von Retentionsformen hält. Sie ist in unserer Versuchsanordnung gleich Null, da keine unserer Versuchsprothesen Retentionsformen aufweist.

$K_{phys-chem}$ - Die molekularen Wechselwirkungen des Spaltmediums in seinem Innern (Kohäsion) und mit den begrenzenden Flächen (Adhäsion). Diese sind klein (Wasser, Speichel, etc.), bestimmen jedoch die Größe des Randwinkels beim Benetzungsvorgang.

K_{muc} - Diejenige Kraft, welche die Schleimhaut einer mechanischen Verformung beim Anpressvorgang entgegensetzt. Die Ursache

hierfür sind die elastischen Elemente der Schleimhaut und des Gewebes.

$m \cdot g$ - Die Schwerkraft der Prothese unter Vermittlung der Erdbeschleunigung.

Bei gleichartiger Versuchsanordnung und Durchführung muß der Ausdruck

$$K_{\text{myo}} + K_{\text{phys-chem}} - K_{\text{muc}} = \text{const.}$$

sein, da diese Veränderlichen lediglich von den Prothesenabmessung und den physiologischen Gegebenheiten in der Mundhöhle abhängen.

Unser Gleichgewicht stellt sich also vereinfacht dar:

$$\begin{aligned} \text{GG: } \Delta p \cdot F_i + C_g &= m \cdot g \quad C_g = \text{Gleichgewichtskonstante} \\ &= K_{\text{myo}} + \text{phys-chem} - \text{muc} \end{aligned}$$

Wenn diese Forderung stimmt, müssen die Ausgangsgleichgewichte und deren Werte bei allen Versuchen etwa gleich groß sein. Im Gleichgewichtszustand, welcher dem Ruhezustand entspricht, wird der Halt der Prothese exogen nur durch ihre Schwerkraft beeinflusst. Eine Zunahme der Kraft auf der rechten Seite von GG muß im physikalischen Sinne durch eine Zunahme des Wertes auf der linken Seite kompensiert werden. Sicher gilt dies bei den Abzugsbelastungen der Prothese vom Lager nur in einem beschränkten Bereich.

Im Gleichgewichtszustand beträgt das Druckgefälle

$$\Delta p = - 2,5 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2} \quad (\text{Maximalwert bei MP I})$$

Da wir ohne die idealisierte (100 %) druckwirksame Fläche F_i die Kraft $K_{\Delta p}$, welche durch das Druckgefälle haltewirksam wird, nicht bestimmen können, müssen wir zunächst das Druckgefälleprofil im Spaltraum quantitativ erfassen, um mit Hilfe von F_w die Fläche F_i berechnen zu können.

2. Einen mittleren Resilienzwert des Prothesenlagers bei 1000 p Anpressbelastung erhalten wir aus der Differenz der Spaltbreiten des Gleichgewichts - und des Belastungszustands:

$$d_{GG} - d_{1000 p} = 579 - 273 = \underline{306 \mu m}$$

Da der Wert für den Belastungsabstand $d_{1000 p}$ bei Anwendung größerer Anpresskräfte höchstens um etwa 10 % kleiner wird, beträgt der mittlere Resilienzwert der totalen Oberkieferprothese bei den gegebenen Lagerverhältnissen nicht mehr als 1/3 mm. Allerdings wird dieser Wert durch die Einlagerung der Prothese verkleinert.

c) Zusammenfassung:

1. Das System Prothese - Lager hat energetisch die beste Ausgangslage, wenn unter einer Anpressgröße $K \uparrow$ der Normaldruck p_0 im Spaltraum herrscht. Dieser Energieinhalt ist wegen Reibungs- und Deformierungsverlusten kleiner als die aufgewandte Anpressarbeit und für den Halt der Prothese maßgebend.
2. Das Druckgefälle im Zustand der Ruhe (Gleichgewicht) beträgt $- 2,5 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ ($K \uparrow = 1000 p$).
3. Die mittlere Resilienz des Prothesenlagers im Oberkiefer

beträgt bei durchschnittlichen Lagerverhältnissen zum Zeitpunkt der Eingliederung etwa $1/3$ mm.

Druckverteilung (D)

- a) In dieser Versuchsreihe wurde das Druckgefälle im Spaltraum an verschiedenen Meßpunkten der Basis bei den Abzugsarten zentral, frontal und lateral gemessen ($K\uparrow = 1000$ p, $K\downarrow = 100$ p).

Es ergaben sich folgende Befunde:

1. Die Abstandsänderung Δd ist pro Abzugsart gleich groß.
2. Es stellt sich für jede Abzugsart und alle Meßpunkt bei Belastung ein spontaner und gleichbleibender Wert für Δp ein.
3. Das größte Druckgefälle wird am Meßpunkt I bei zentralem Abzug (D-0-Z-MP I) mit $\Delta p = - 11,0 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ erreicht.

b) Auswertung:

Unabhängig vom entstehenden Druckgefällewert können wir feststellen, daß die Abstandsänderung Δd (Basis - Lager) bei gleichartigen Versuchsbedingungen für die zentrale Abzugsart am kleinsten und für die frontale am größten ist. Es muß allerdings berücksichtigt werden, daß die d-Werte beim frontalen Abzug durch den nach frontal geneigt eingebauten Weggeber relativ verkleinert werden.

Mittels der Druckgefällewerte an den verschiedenen Meßpunkten (Tab. 3) können die transversalen und sagittalen Druckgefälleprofile im Spaltraum dargestellt werden (Abb. 24, 25).

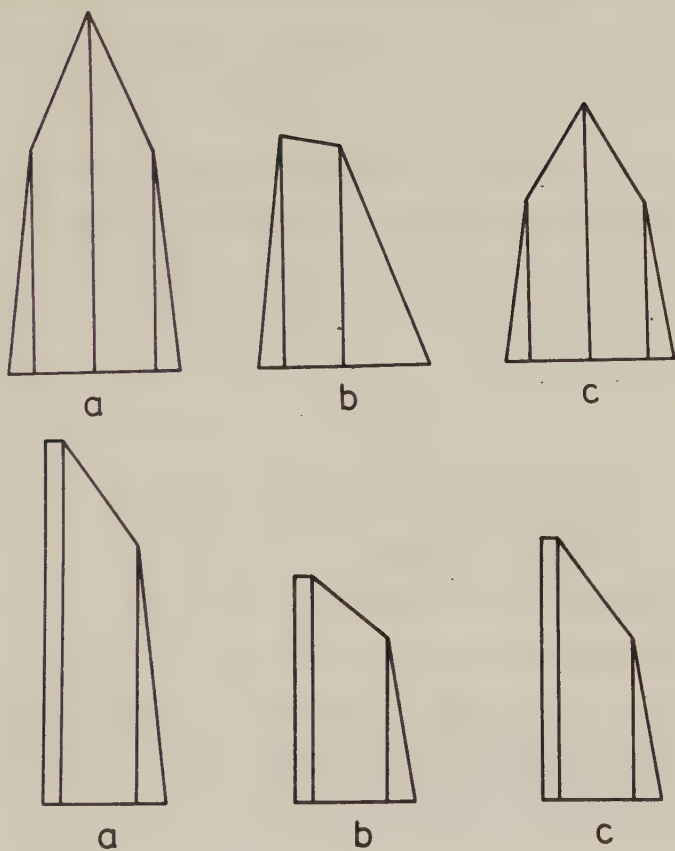


Abb. 24 und 25: Quantitatives Druckgefälleprofil aus Versuchsreihe D
oben: transversale Verteilung
unten: sagittale Verteilung
a zentrale, b laterale, c frontale Abzugsart

Hierbei wird der Druckgefälle-Spitzenwert bei D-O-Z-MP I mit 100 % angegeben.

Durch räumliche Integration erhalten wir pro Abzugsart einen Mittelwert des Drucks im Prothesenspaltraum, welcher über der gesamten Fläche F_w besteht. Um eine idealisierte Fläche F_i zu bestimmen, über welcher ein Druckgefälle von 100 % besteht, dividieren wir das Integral $\int \Delta p \, dF_w$ durch 100. Der so gefundene Wert gibt eine mathematisch repräsentative Fläche F_i an.

Der gesamte Rechengang ist erfaßt in der Formel:

$$F_i = \frac{\int \Delta p \, dF_w}{100}$$

Für die verschiedenen Belastungsarten erhalten wir:

1. Zentral $F_i = 10,12 \text{ cm}^2$
2. Lateral $F_i = 6,44 \text{ cm}^2$
3. Frontal $F_i = 7,20 \text{ cm}^2$

Somit können wir eine Fläche einführen, ohne die Δp -Verteilung im Spaltraum berücksichtigen zu müssen. Die Gleichung GG aus Versuch A ergibt mit $F_i = 10,12 \text{ cm}^2$:

$$\begin{aligned} \text{GG: } \Delta p \cdot F_i + C_g &= m \cdot g & C_g &= \text{Gleichgewichtskonstante} \\ C_g &= m \cdot g - \Delta p \cdot F_i \\ &= 27,5 \cdot 981 \text{ dyn} - 2,5 \cdot 10^3 \cdot 10,12 \text{ dyn} \\ &= \underline{1,65 \cdot 10^3 \text{ dyn}} \end{aligned}$$

Der errechnete positive Wert für $C_g = K_{\text{myo}} + \text{phys-chem} - \text{muc}$ bedeutet also, daß in der Gleichgewichtskonstanten die stabilisierende Komponente überwiegt. Jedoch beträgt C_g im Gleichgewichtszustand und somit auch bei größeren Belastungen nur 6,5 % derjenigen Kraft, welche bei exogen unbelasteter Prothese bereits vom Druckgefälle erzeugt wird. Bei steigendem Druckgefälle wird C_g deshalb verschwindend klein.

Für unsere weiteren Betrachtungen orientieren wir daher

$K_{\downarrow} = 0$ am Gleichgewichts- Δp .

c) Zusammenfassung:

1. Im Prothesenspaltraum existiert eine Druckgefälleverteilung, deren Absolutwert bei zentralem Abzug am größten ist.
2. Das Integral dieser Verteilung über F_w ermöglicht uns, eine idealisierte Fläche F_i , welche ein konstantes Druckgefälle von 100 % (MP I) repräsentiert, für unsere rechnerischen und graphischen Betrachtungen einzuführen.
3. Die Lösung der Gleichgewichtsgleichung (GG) ergibt, daß sich die höchst ungenau bestimmbar stabilisierenden Kräfte der inaktiven Muskulatur und der physikalisch-chemischen molekularen Wechselwirkungen (Adhäsion, Kohäsion) mit der dislozierenden Kraft der Schleimhaut nahezu aufheben. Die Summe der physikalisch-chemischen Kräfte ist somit bei inaktiver Muskulatur nur um $1,65 \cdot 10^3$ dyn ($\hat{=}$ 1,7 p) größer als die dislozierende Kraft der Schleimhaut.

4. Die bei den verschiedenen Abzugsarten (zentral, frontal, lateral) bestimmbar idealen Flächen F_i sagen wenig über den absoluten Halt der Prothese aus, da dieser vom Ventilwirkungsgrad der Basis abhängt.

Belastungsversuche bis $K \downarrow = 500 \text{ p}$ (B1)

Die Versuchsreihen B1-0 und B1-6 werden zusammengefaßt ausgewertet, um einen Überblick über das Verhalten des Spaltabstandes d , des Druckgefälles Δp und der Haltedauer der Basis bei steigender Abzugskraft, verschiedenen Defektformen der Basis und zunehmender Einlagerung der Prothese zu erhalten.

a) Ergebnisse (vergl. Tab. 4 und 5):

1. Der Abstand d der Prothesenbasis vom Lager wächst in allen Versuchsserien mit steigender Abzugskraft.
2. Zugleich wird die Abstandsänderung Δd bei konstanten Versuchsbedingungen ($K \uparrow = 1000 \text{ p}$, $K \downarrow = \text{const.}$, gleicher Zustand der Basis) mit zunehmender Tragedauer (Einlagerung) größer.
3. Das Druckgefälle Δp steigt mit zunehmender Belastung in allen Versuchsserien an, am steilsten in der Serie B1-0, also bei der intakten Prothese zum Zeitpunkt der Eingliederung.
4. Das Druckgefälle wird umso kleiner, je höher der Grad der Basisreduktion am gleichen Versuchstag ist.

5. Die Druckwerte sind nach einer Tragedauer von 6 Wochen bei vergleichbaren Versuchsserien und -bedingungen ausnahmslos geringer.

b) Analyse und Diskussion der Ergebnisse:

1. Abhängigkeit des Abstandes von der Abzugskraft:

Der relative Nullwert für $d = f(K \downarrow)$ ist derjenige Minimalabstand, welcher in der Versuchsreihe A (Anpressvorgang) gefunden wurde. Er beträgt bei Eingliederung $273 \mu\text{m}$
nach Einlagerung $69 \mu\text{m}$.

Die Funktion $d = f(K \downarrow)$ zeigt im Bereich $0 < K \downarrow < 500 \text{ p}$ beim Abzug der Prothese vom Lager einen für alle Versuchsserien (ausgenommen derer mit Defekt im Zentrum der Basis) ähnlichen Verlauf (Abb. 26). Ein signifikanter Unterschied ($200 \mu\text{m}$) besteht lediglich im Niveau der Absolutwerte unmittelbar nach Eingliederung und nach 6-wöchiger Einlagerung.

2. Abhängigkeit des Druckgefälles von der Abzugsgröße:

Der Druck p , welcher bei Abzugsbelastungen im Spaltraum meßbar ist, wird kleiner als der Normaldruck p_0 , der dem atmosphärischen Druck entspricht (von manchen Verfassern auch Luftdruck genannt). Die Differenz $\Delta p = p - p_0$, das Druckgefälle, ist also ein negativer Wert.

Die Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ zeigt klar einen in der Versuchsserie B1-0 (intakte Prothese nach Eingliederung) zunächst linear ver-

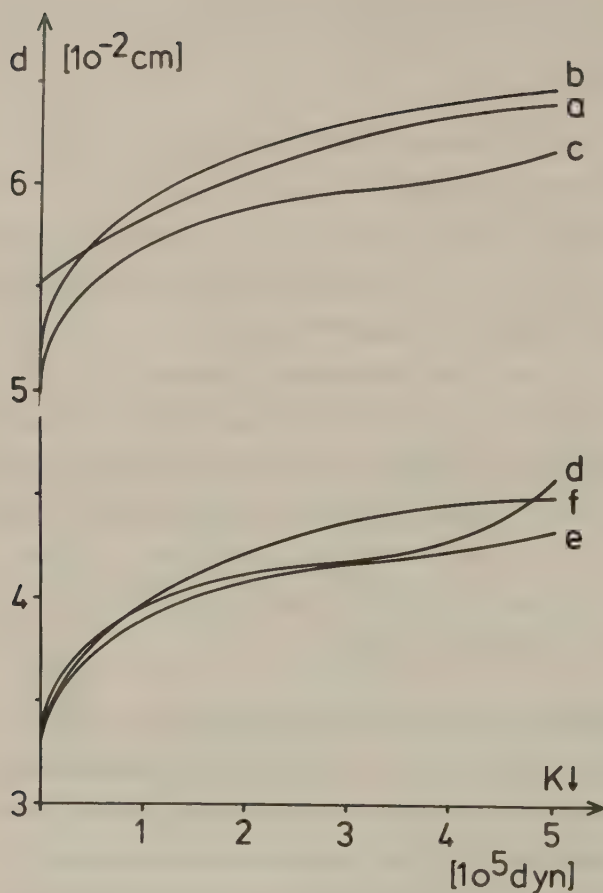


Abb. 26: Versuchsreihen B1 - Abhängigkeit der Spaltbreite von der Abzugskraft

Prothese neu: a unversehrte Basis, b Dämmleisten-defekt, c Funktionsranddefekt

Prothese eingelagert: d unversehrt, e D-Defekt, f FR-Defekt

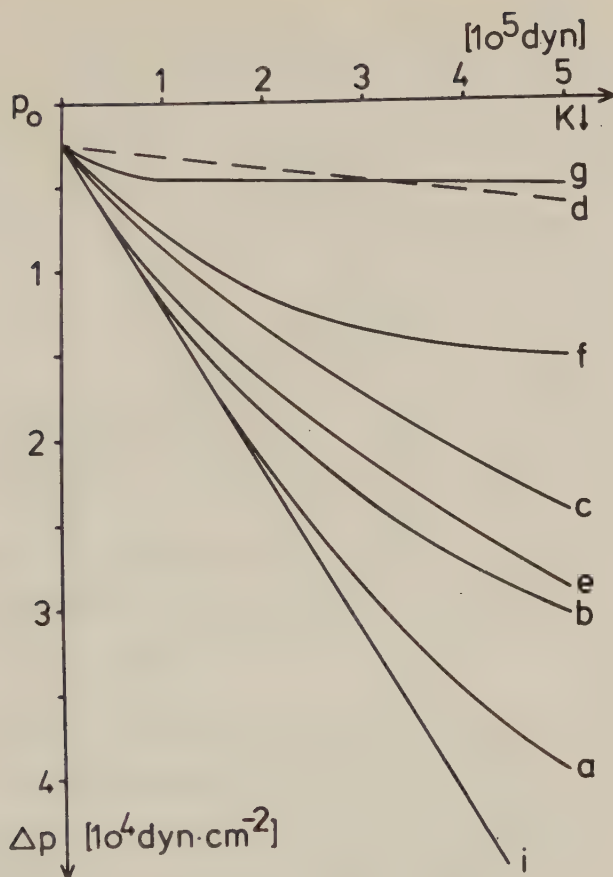


Abb. 27: Versuchsreihen B1 - Abhängigkeit des Druckgefälles von der Abzugskraft
 Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt, c FR-Defekt, d Plattenperforation
 Prothese eingelagert: e unversehrt, f D-Defekt, g FR-Defekt
 i initiale Steigung der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$

laufenden Abfall des Druckes im Spaltraum (Abb. 27).

Der Wert für die initiale Anstiegsteilheit des Druckgefälles

(= initialer Druckabfall) entspricht nach $K = p \cdot F_i$ dem reziproken Wert für die idealisierte Fläche F_i , welche wir in Versuchsreihe D experimentell ermittelt haben.

Die graphische Bestimmung des Wertes für F_i ergibt:

$$F_i = \frac{\Delta K \downarrow}{\Delta(\Delta p)} = \frac{100 \cdot 10^3 \text{ dyn}}{9,6 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}} = 10,40 \text{ cm}^2$$

Experimentell ergibt sich ein Wert von $10,12 \text{ cm}^2$.

Der relative Fehler von 2,7 % zwischen beiden Werten liegt sicher in der Annahme, daß die Druckverteilung zwischen den Meßpunkten linear sei (vergl. Versuchsreihe D).

Hierzu sei bemerkt, daß die graphische Ermittlung von F_i in Versuchsreihe B1 gleiches oder noch mehr Anrecht auf Genauigkeit hat als die experimentelle und höchst aufwendige in Versuchsreihe D.

Bei Abzugsgrößen $K \downarrow > 150 \text{ p}$ weicht der Druckabfall zunehmend von der Linearität ab. Diese relative Abschwächung der Funktionswerte für $\Delta p = f(K \downarrow)$ ist umso deutlicher und tritt umso früher ein, je größer der Defekt der Basis und je fortgeschrittener die Einlagerung der Prothese ist.

Eine Übersicht veranschaulicht die Abweichung des realen Druckgefälles von der initialen (linearen) Anstiegsteilheit der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ bei $K \downarrow = 500 \text{ p}$:

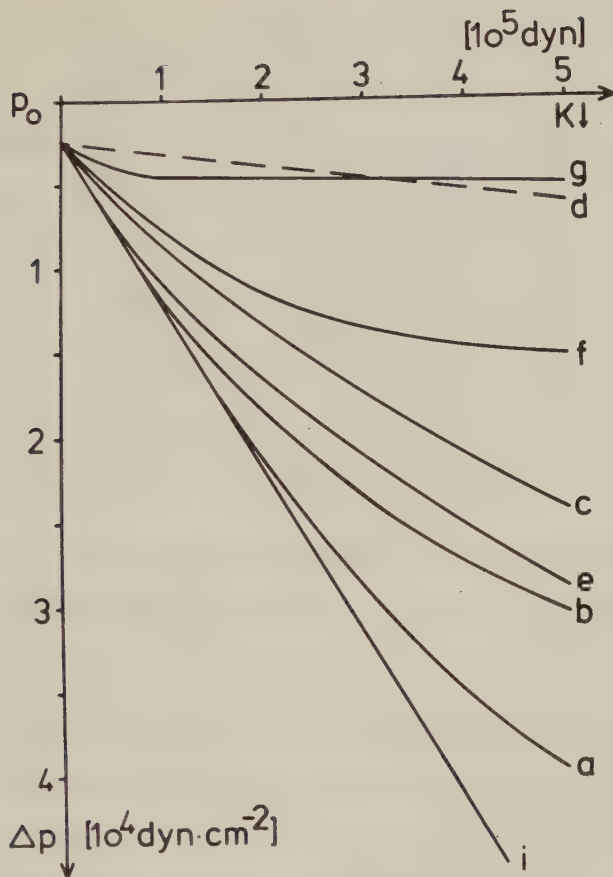


Abb. 27: Versuchsreihen B1 - Abhängigkeit des Druckgefälles von der Abzugskraft

Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt,
c FR-Defekt, d Plattenperforation

Prothese eingelagert: e unversehrt, f D-Defekt
g FR-Defekt

i initiale Steigung der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$

laufenden Abfall des Druckes im Spaltraum (Abb. 27).

Der Wert für die initiale Anstiegsteilheit des Druckgefälles (= initialer Druckabfall) entspricht nach $K = p \cdot F_i$ dem reziproken Wert für die idealisierte Fläche F_i , welche wir in Versuchsreihe D experimentell ermittelt haben.

Die graphische Bestimmung des Wertes für F_i ergibt:

$$F_i = \frac{\Delta K \downarrow}{\Delta(\Delta p)} = \frac{100 \cdot 10^3 \text{ dyn}}{9,6 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}} = \underline{10,40 \text{ cm}^2}$$

Experimentell ergibt sich ein Wert von $10,12 \text{ cm}^2$.

Der relative Fehler von 2,7 % zwischen beiden Werten liegt sicher in der Annahme, daß die Druckverteilung zwischen den Meßpunkten linear sei (vergl. Versuchsreihe D).

Hierzu sei bemerkt, daß die graphische Ermittlung von F_i in Versuchsreihe B1 gleiches oder noch mehr Anrecht auf Genauigkeit hat als die experimentelle und höchst aufwendige in Versuchsreihe D.

Bei Abzugsgrößen $K \downarrow > 150 \text{ p}$ weicht der Druckabfall zunehmend von der Linearität ab. Diese relative Abschwächung der Funktionswerte für $\Delta p = f(K \downarrow)$ ist umso deutlicher und tritt umso früher ein, je größer der Defekt der Basis und je fortgeschrittener die Einlagerung der Prothese ist.

Eine Übersicht veranschaulicht die Abweichung des realen Druckgefälles von der initialen (linearen) Anstiegsteilheit der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ bei $K \downarrow = 500 \text{ p}$:

Versuchsserie		Δp (%)	Abweichung (%)
B1-0	Prothese neu, intakt	78,8	21,2
B1-0-DD	Prothese neu, D-Defekt	60,2	39,8
B1-0-FRD	Prothese neu, FR-Defekt	47,9	52,1
B1-0-PP	Prothese neu, Plattenperf.	12,0	88,0
B1-6	Prothese eingel., intakt	57,3	42,7
B1-6-DD	Prothese eingel., D-Defekt	30,1	69,9
B1-6-FRD	Prothese eingel., FR-Defekt	10,2	89,8

Der prozentuale Wert für Δp bedeutet zugleich den Anteil des Druckgefälles am Prothesenhalt bei einer Abzugsbelastung von 500 p (zentral).

Der Wert der Abweichung ist aufzufassen als diejenige Größe, mit welcher andere Mechanismen am Prothesenhalt beteiligt sind. Die Zunahme der Abweichung bei steigendem Druckgefälle und abnehmender Ventilwirkung der Prothesenbasis beweist den dynamischen Charakter des "Druckausgleichs", welcher nur durch eine Strömung längs des bestehenden Druckgefälles gegeben sein kann. Die Größe dieser Ausgleichskraft, welche die Haltekraft des Druckgefälles zunehmend zu vermindern sucht, können wir bestimmen mit F_i und dem Absolutwert der Abweichung (Differenz $\Delta p - \Delta p$ (initial)) nach

$$K' = F_i \cdot (\Delta p - \Delta p(\text{initial})) \quad K' = \text{Ausgleichskraft}$$

Um den Charakter dieser Ausgleichskraft näher beurteilen zu können, betrachten wir die Funktionen $\Delta p' = \Delta p - \Delta p$ (initial).

Der Wert für K ist direkt proportional dem Wert für Δp , welcher graphisch aus der Abhängigkeit $\Delta p = f(K \downarrow)$ gewonnen werden kann (Abb. 28).

Wir stellen bei der intakten Prothesenbasis eine Verdoppelung der Ausgleichsgröße nach Einlagerung fest, was für den erfahrungsgemäß verschlechterten klinischen Halt der Prothese nach einigen Wochen Tragedauer spricht.

Wäre der Halt der Prothese alleine abhängig vom Druckgefälle, welches zum Spaltraum hin entsteht, so bliebe ein Zeitfaktor in der Haltefunktion unberücksichtigt. Doch macht die Ausgleichskraft, welche zum größten Teil durch eine Ausgleichströmung verkörpert wird, den Prothesenhalt bei größeren Abzugsbelastungen zeitabhängig.

Bei den Funktionen $\Delta p = f(K \downarrow)$ der Defektformen der Basis und nach Einlagerung setzt die Ausgleichskraft früher ein und steigt relativ schneller an als bei der intakten, neuen Prothese. Der Grund hierfür ist, daß ein geschädigtes Ventil und Veränderungen am Ventillager, wie wir sie in Form einer Impression unter dem dorsalen Abschluß der Basis in der Gaumenschleimhaut beobachten, die Abdichtung des Prothesenspaltraumes erschweren.

Zudem stellen wir fest, daß eine reduzierte Basis unmittelbar nach Eingliederung eine relativ größere Ausgleichskraft zuläßt als nach Einlagerung. Diese Beobachtungen zeigen, daß der Wert funktioneller Elemente (Dämmleiste, vestibuläres Außenventil) mit der Tragedauer zwar sinkt, jedoch niemals in Frage gestellt wird.

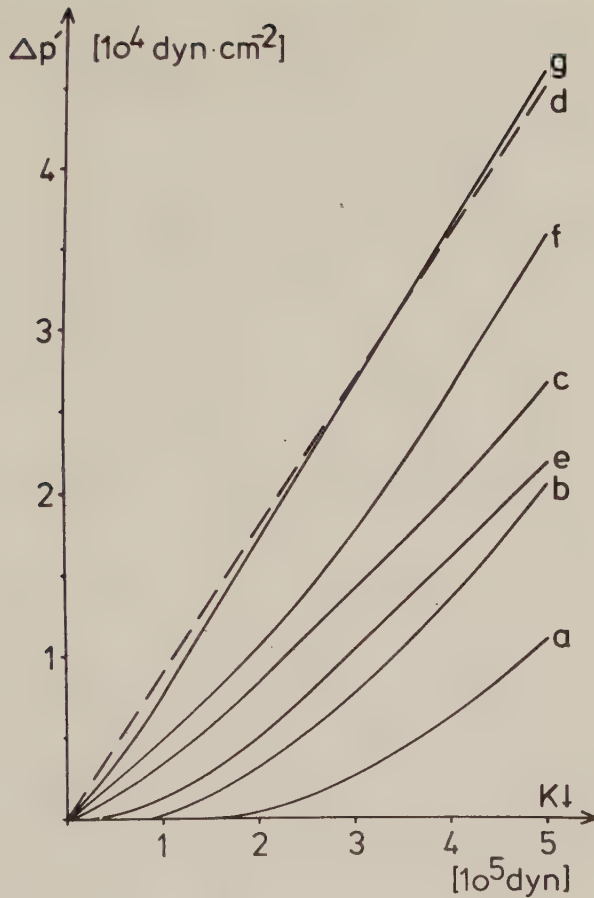


Abb. 28: Versuchsreihen B1 - Abhängigkeit des Druckausgleichs von der Abzugskraft

Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt,

c FR-Defekt, d Plattenperforation

Prothese eingelagert: e unversehrt, f D-Defekt

g FR-Defekt

Der Wirkungsgrad ϵ des Ventils der Prothesenbasis ist definiert durch das reale Druckgefälle und das initiale für eine bestimmte Belastungsgröße nach der Beziehung

$$\epsilon = \frac{\Delta p}{\Delta p(\text{initial})} = \frac{\Delta p}{\Delta p + \Delta p'}$$

Der Wirkungsgrad des Prothesenhaltes bezüglich eines auftretenden Druckgefälles ist also in dem Bereich am größten, wo $\Delta p'$ am kleinsten oder sogar null ist. Dies ist der Fall vor Auftreten eines Druckausgleichs, welcher bedingt sein kann durch:

1. Eine Ausgleichströmung des dichtenden Mediums (Speichel) unter die Basis
2. Eine "Volumenzunahme" durch Flüssigkeitsverschiebung im Lagergewebe

Um den Anteil beider Effekte an der Gesamtausgleichsgröße zu erfassen, müssen wir die Ausgleichströmung physikalisch unter Berücksichtigung der Physiologie des Lagers darstellen:

Um eine Flüssigkeit zwischen ebenen Grenzflächen mit einer bestimmten Geschwindigkeit u strömen zu lassen, bedarf es zur Überwindung der Reibung einer Kraft, durch die im Innern der Flüssigkeit ein lineares Druckgefälle entsteht. Infolge der Haftung der Flüssigkeit an der Wand und des durch die innere Reibung bedingten Geschwindigkeitsgefälles steigt die Geschwindigkeit von der Wand bis zur Mitte zwischen den Platten an. Man denke sich eine Flüssigkeitsschicht von der Dicke x , der Breite b und der Länge l durch eine feste Platte ersetzt, die sich mit der gleichen Geschwindigkeit wie die angrenzende Flüssigkeit bewegt.

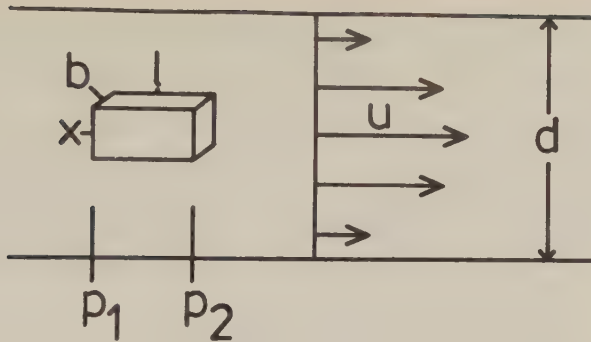


Abb. 29: Strömung zwischen parallelen Ebenen
 d = Spaltbreite, u = Strömungsgeschwindigkeit (vektoriell)
 Strömender Körper mit den Kanten b , x und l ,
 an dessen Stirnflächen die Drücke p_1 , p_2 angreifen

Dadurch wird wegen des Haftens der Flüssigkeit an der Oberfläche die Strömung nicht verändert. An den Stirnflächen greifen die Kräfte $x \cdot b \cdot p_1$ und $-x \cdot b \cdot p_2$, an den Flanken die Reibungskraft $K_r = \eta \cdot F \cdot \frac{du}{dx}$ an (8).

Wegen der konstanten Geschwindigkeit muß die Summe aller angreifenden Kräfte null sein. ($p_1 - p_2 = \Delta p$)

$$\eta \cdot 2 \cdot b \cdot l \cdot \frac{du}{dx} + x \cdot b \cdot \Delta p = 0$$

Durch Integration erhält man:

$$u = -\frac{x^2}{4\eta} \cdot \frac{\Delta p}{l} + C \quad C = \text{Integrationskonstante}$$

Die Integrationskonstante ergibt sich aus der Haftbedingung:

$$u = 0, \quad x = d \quad = \quad C = \frac{d^2}{4\eta} \cdot \frac{\Delta p}{l}$$

Also ist:

$$u = \frac{\Delta p}{4\eta \cdot l} \cdot (d^2 - x^2)$$

Um die "Querschnittsgeschwindigkeit" u^* zu erhalten, müssen wir über die Verteilung der Geschwindigkeitsvektoren integrieren:

$$u^* = \int_{x=0}^x = d \frac{\Delta p}{4 \cdot \eta \cdot l} \cdot (d^2 - x^2) dx = \frac{1}{6} \cdot \frac{\Delta p}{\eta \cdot l} \cdot d^3$$

Somit gilt für die mittlere Strömungsgeschwindigkeit $v = u^* / d$:

$$\text{GS 1:} \quad v = \frac{1}{6\eta} \cdot \frac{\Delta p \cdot d^2}{l}$$

Für die Strömungsdauer T_s gilt nach $T_s = 1/v$:

$$\text{GS 2:} \quad T_s = 6\eta \cdot \frac{l^2}{\Delta p \cdot d^2}$$

Diese Beziehungen sind idealisiert und weichen von den gegebenen Verhältnissen ab, da:

1. Der Prothesenabstand d vom Lager nicht konstant ist, wobei der geringste Abstand am dorsalen Abschluß der Basis eine Stromweglänge von 3 mm nicht überschreiten dürfte.
2. Prothese und Schleimhaut keine ebenen Flächen sind, wodurch die laminare Störung turbulent wird. Für diese Art von Strömung lassen sich keine physikalischen Gesetzmäßigkeiten aufstellen (8).

Die beschriebene Strömung kann jedoch erst beginnen, wenn ein Punkt der kapillaren und viskösen Grenzspannung durch das auf-

tretende Druckgefälle überwunden wird.

Diese Haftspannung verhindert das Fließen der Flüssigkeit bei nicht oder nur gering belasteter Prothese (vergl. Versuchsreihe A) theoretisch unendlich lange.

Um die Größenordnung der kapillaren Kräfte zu bestimmen, gehen wir vom Gesetz des kapillaren Druckes aus (8):

$$p = \frac{2\sigma}{r'}$$

σ = Oberflächenspannung

r' = Krümmungsradius der konkaven Flüssigkeits-
oberfläche (Abb. 30)

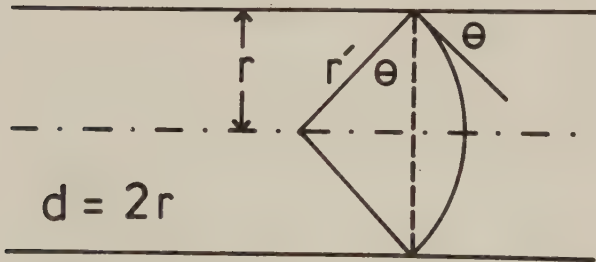


Abb. 30: Oberflächenspannung schematisch (vergl. Text)

Da $r' = \frac{r}{\cos \theta}$ und $d = 2r$ ist, folgt:

$$\text{GK 1:} \quad p = \frac{\sigma}{d} \cdot \cos \theta \quad \theta = \text{Benetzungswinkel}$$

Für die äquivalente Kraft $K = p \cdot F_i$ erhalten wir:

$$\text{GK 2:} \quad K = \frac{F_i}{d} \cdot \sigma \cdot \cos \theta$$

Diese Kraft entspricht auch im Falle eines großen Reibungs-
widerstandes derjenigen Belastungsgröße $K \downarrow$, mit welcher die

Prothese theoretisch unendlich lange belastet werden kann. Werden beim (zentralen) Abzug größere Kräfte angewendet, so bewegt sich die Prothese unter Vermittlung der Dichtmittelströmung vom Lager weg. Der Halt wird zeitabhängig und das initiale Druckgefälle durch die Ausgleichströmung nach GS 1 + 2 geschwächt.

Da die Beziehung GS 1 eine Abhängigkeit der Ausgleichströmung vom initialen Druckgefälle und von der Spaltbreite nach $v = \Delta p \text{ (initial)} \cdot d^2 \cdot \text{const.}$ beinhaltet, muß die dazugehörige Funktion $v(K, \Delta p) = f(d, \Delta p \text{ (initial)})$ Parabelcharakter haben.

Die horizontale Tangente (Minimalwert) habe den Wert $v(K, \Delta p^*) = 0$, die Symmetrieachse sei $K \downarrow = 0$.

Wir bestimmen die Funktion $\Delta p^* = f(K \downarrow)$ aus den zugehörigen Werten für $\Delta p \text{ (initial)}$ und d , um im Vergleich mit der graphisch gefundenen bzw. experimentell bedingten, gleichartigen Funktion etwaige Abweichungen von der reinen Ausgleichströmung feststellen zu können.

Diese Abweichungen müssen unter Berücksichtigung der Physiologie des Lagers (s. o.) interpretiert werden.

Die Werte für die Konstruktion der idealen Strömungskurve unter Berücksichtigung der Abstandszunahme (Tab. 6) entnehmen wir den Funktionen $\Delta p \text{ (initial)} = f(K \downarrow)$ und $d = f(K \downarrow)$.

Die so konstruierte Strömungsfunktion (Abb. 31) erhalten wir mit Hilfe der Beziehung GS 1:

$\Delta p' = C_s \cdot d^2 \cdot \Delta p$ (initial) C_s sei die const. Größe, welche $\frac{1}{6 \eta \cdot l}$ enthält, und den Übergang von v nach $\Delta p'$ berücksichtigt.

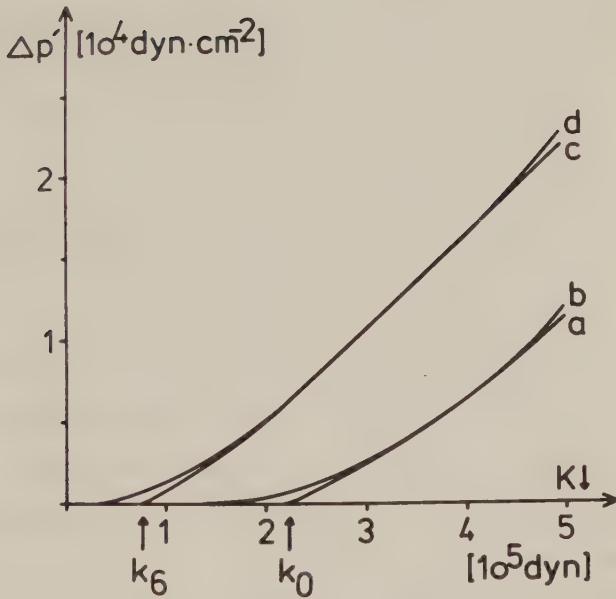


Abb. 31: Versuchsreihen B1 - direkter Vergleich des realen und des idealisierten Druckausgleichs
a Prothese neu und unversehrt, reales $\Delta p'$
b Prothese neu und unversehrt, $\Delta p'$ idealisiert
c Prothese eingel. und unversehrt, reales $\Delta p'$
d Prothese eingel. und unversehrt, $\Delta p'$ idealisiert
 k_0 = kapillare Grenzbelastung bei Eingliederung
 k_6 = kapillare Grenzbelastung nach Einlagerung

Beim Vergleich der idealen Strömungskurve mit der realen Ausgleichskurve (Abb. 31) fällt auf:

- Durch Verschiebung und Wahl eines konstanten Faktors C_s können wir die ideale und die reale Ausgleichskurve über eine große Strecke zur Deckung bringen.
- Der Schnittpunkt der Idealkurve mit der Abszisse (Start der Strömung) entspricht dem Punkt der kapillaren Grenzkraft, also der Abzugskraft, bei welcher die kapillaren Kräfte des Mediums erschöpft sind.
- Die Differenz zwischen beiden Kurven bei kleinen $K \downarrow$ - Werten deutet auf eine Mitbeteiligung des Lagers im Sinne einer Volumenzunahme durch den Δp -Reiz hin.
- Das Auseinanderweichen der Kurven bei höheren Abzugskräften kann erst in einer Versuchsreihe mit höherer Abzugsbelastung beurteilt werden.

Wir beschränken uns beim Kurvenvergleich auf die Serien B1-0 und B1-6.

Zur Überprüfung des Wertes für die kapillare Grenzkraft ziehen wir die Beziehung GK 2 herbei:

$$F_i = 10,40 \text{ cm}^2$$

$$\sigma = 40 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-1} \quad (\text{Oberflächenspannung eines Wasser-Speichel-Gemisches})$$

$$\theta = 10 - 20^\circ \quad (\text{Mittelwert des Benetzungsrandwinkels})$$

$$d = 5 \cdot 10^{-3} \text{ cm} \quad (\text{Minimalabstand zweier Glasplatten unter einer Belastung von 1000 p})$$

Die Rechnung ergibt:

$$K = \frac{F_i}{d} \cdot \sigma \cdot \cos \theta = \frac{10,40}{5 \cdot 10^{-3}} \cdot 40 \cdot 0,965$$
$$= \underline{80,3 \cdot 10^3 \text{ dyn}}$$

Der Wert, welcher lediglich die Größenordnung überprüfen sollte, liegt an der unteren Grenze der graphisch ermittelten kapillaren Grenzkraft von Versuchsserie B1-0 und B1-6.

Graphisch ermittelte Werte: B1-0 $K = 230 \cdot 10^3 \text{ dyn}$

B1-6 $K = 80 \cdot 10^3 \text{ dyn}$

Daß die kapillare Grenzkraft nach Einlagerung kleiner ist, hängt mit den geringeren Dichteigenschaften der Mucosa am dorsalen Ventilrand zusammen.

Als Beweis für eine Gewebefüllung und somit für eine Volumenzunahme des Lagers zu Beginn der Ausgleichfunktion führen wir eine Beobachtung an, welche wir in einigen ohne Erholungspause durchgeführten Versuchsserien der Reihe B1 ($K_f = \text{const.}$) gemacht haben:

Über die Folge der einzelnen Versuche zeigt sich bei einer solchen Serie (Abb. 32) ein stetiger Anstieg des Ausgangsabstandes d_0 . Wird dagegen, wie in anderen Versuchsserien, zwischen den einzelnen Abzugsversuchen eine Pause eingelegt, so kann sich das Lager von der akuten Beanspruchung erholen. Der Anstieg von d_0 kommt dadurch zustande, daß der Weggeber auf einer relativ unnachgiebigen Stelle (Raphe palatina) aufsitzt, welche nur eine dünne Mucosabedeckung aufweist.

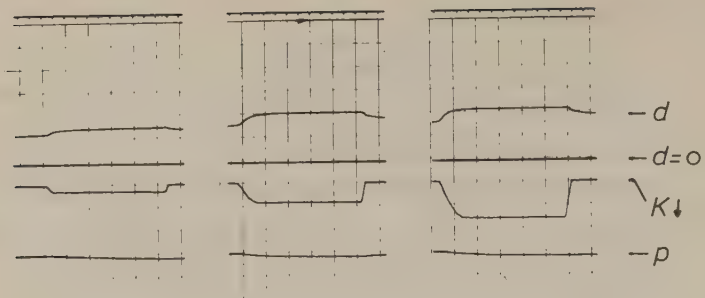


Abb. 32: Darstellung der d_0 -Zunahme anhand der Serie B1-6 (FR-Defekt)
v. l. n. r.: 100 - 300 - 500 p Abzugsbelastung
oben: Wegkurve, mitte: $K\downarrow$ -Kurve, unten: Druckkurve

Andere Lagerbezirke mit dickerer Mucosa füllen sich bei Auftreten eines Δp -Reizes relativ stärker mit Blut und Gewebsflüssigkeit, wodurch der Ausgangsabstand d_0 vergrößert wird (Abb. 33). Dieser Effekt beeinflusst nicht die anschließende Abstandsänderung Δd , welche nur von der Größe $K\downarrow$ abhängt. Bei der graphischen Darstellung von $d = f(K\downarrow)$ wurde als Ausgangswert für d ein Mittelwert aus den Anfangsabständen aller Versuchsserien mit den jeweiligen Zustandsformen der Basis am gleichen Versuchstag benützt.

3. Abhängigkeit des Druckes (Druckgefälle) vom Abstand

Prothese - Lager

Das Druckgefälle Δp wird mit zunehmendem Abstand d größer.

Nach der Beziehung $p \cdot V = \text{const.}$ müßte die Funktion linear

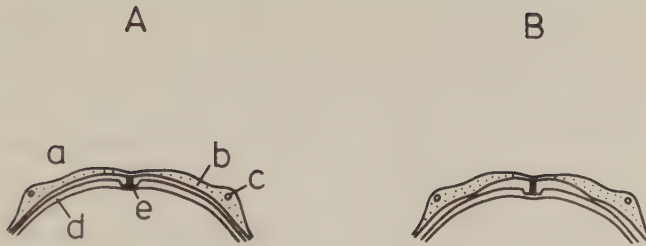


Abb. 33: Mechanismus der Abstandszunahme als Folge der Füllung des Lagergewebes

A Verhältnisse vor, B Zustand während der Belastung mit $K \downarrow$

a knöcherner Gaumen, b Lagergewebe

c Art. palatina, d Prothesenbasis

e Weggeber

sein. Sie weicht jedoch von der physikalischen Beziehung ab, da

- wegen des sinkenden Wirkungsgrades des Ventils bei höheren Abzugsbelastungen die Ausgleichstörung rasch ansteigt.
- die Versuche nur über eine Dauer von 10 sec laufen, wobei ein d-Drift nicht erfaßt wird.

Somit ist auch eine Funktion $\Delta p = f(d)$ in dieser Versuchsreihe unvollständig, da die Versuchsdauer eine sichere Bestimmung des sich zeitlich ändernden Abstandes nicht zuläßt.

4. Im abschließenden Versuch der Bestimmung einer realen Abzugsgröße bei maximaler Mundöffnung (B1-0-M0) mittels der Er-

gebnisse aus den vorausgegangenen Abzugsversuchen erhalten wir folgende Wertung:

- Bei maximaler Mundöffnung stellt sich unter den gleichen Versuchsbedingungen wie in den Versuchsreihen mit standardisierter Belastungsgröße ein etwa 3-mal so großes Druckgefälle ein wie im Zustand der Ruheschwebe (Abb. 34) (Tab. 7).
- Der Abstand d nimmt gemäß der Beziehung $d = f(\Delta p)$ im gleichen Maße zu.
- Die Größe des entstehenden Druckgefälles liegt im Proportionalitätsbereich der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$.

Aus diesen Ergebnissen können wir sowohl graphisch wie auch rechnerisch die dem entstehenden Druckgefälle äquivalente Belastungsgröße $K \downarrow$ ermitteln nach:

$$\Delta p = \Delta p(\text{Gleichgewicht}) + \frac{K \downarrow}{F_i} \Rightarrow K \downarrow = (\Delta p - \Delta p(\text{GG})) \cdot F_i$$

$$\begin{aligned} K \downarrow &= (7,8 - 2,5) \cdot 10^3 \cdot 10,40 \text{ dyn} \\ &= \underline{55,2 \cdot 10^3 \text{ dyn}} \end{aligned}$$

Diese Größe entspricht einer Belastung von 56,3 p.

Graphisch ermitteln wir den gleichen Wert.

Eine weitere Möglichkeit der Bestimmung von $K \downarrow$ bei maximaler Mundöffnung bietet uns die Beziehung $d = f(K \downarrow)$.

Die graphische Ermittlung ergibt hier:

$$K \downarrow = \underline{54,0 \cdot 10^3 \text{ dyn}} \approx 55,2 \text{ p}$$

Der relative Fehler zwischen beiden Methoden beträgt 2,2 %, was für die Übereinstimmung der Hauptfunktionen spricht.

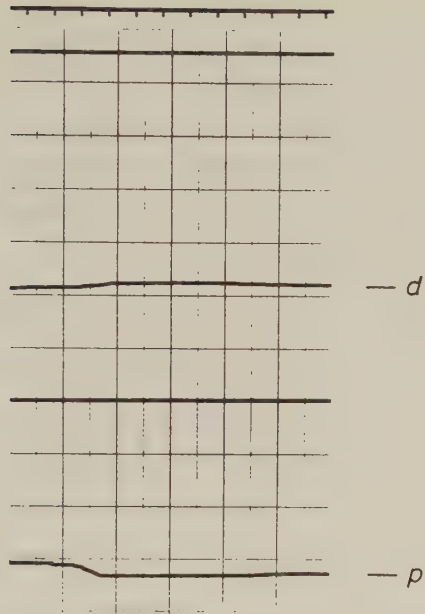


Abb. 34: Versuch zur Ermittlung der realen Abzugsbelastung bei maximaler Mundöffnung (B1-0-M0)
oben: Wegkurve
unten: Druckkurve

c) Zusammenfassung:

1. Der Halt der totalen Prothese wird bei geringen Abzugskräften (bis 500 p) vorwiegend durch das im Spaltraum entstehende Druckgefälle bewirkt.
2. Der Prothesenhalt ist bis zu einem Punkt der kapillaren und viskösen Grenzkraft von etwa 250 p bei intakter,

neuer Prothese zeitunabhängig, bei größeren Abzugskräften jedoch durch die dann einsetzende zeitabhängige Druckausgleichsströmung begrenzt.

3. Das entstehende Druckgefälle wird bei beginnender Ausgleichsströmung zusätzlich durch eine Volumenzunahme des Lagers geringfügig geschwächt.
4. Die Reduzierung des Ventilrandes der Prothese bewirkt eine Verringerung des Ventilwirkungsgrades, welcher bei Perforation der Basis nahezu null wird. Auch der Einfluß einer zunehmenden Einlagerung verkleinert den Wirkungsgrad des Ventils und somit den Halt der Prothese durch das Druckgefälle im Spaltraum.
5. Aus der initialen Anstiegsteilheit der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ kann die mathematisch wichtige Fläche F_i graphisch bestimmt werden, was die experimentelle Ermittlung von F_i in Versuchsreihe D bestätigt.
Die Fläche F_i beträgt etwa 40 % der projizierten Gesamtfläche der Prothese.
6. Die bei maximaler Mundöffnung auftretende muskuläre Abzugskraft kann graphisch und rechnerisch durch die Hauptfunktionen der Versuchsreihe B1 bestimmt werden und liegt in der Größenordnung von 50 - 60 p.

Belastungsversuche bis $K_{\downarrow} = 2000 \text{ p}$ (B2)

Um das Verhalten von Abstand und Druckgefälle bei höheren Belastungen beurteilen zu können, wurden Belastungsversuche bis 2000 p Abzugskraft durchgeführt. Größere Abzugskräfte wären ungeeignet, da

- trotz der Stabilisierung der Prothese Verformungen im Prothesenkörper auftreten würden.
- der Meßfehler größer wird.
- die mechano-elektronischen Druckgeber durch ein zu großes Druckgefälle zerstört würden.

a) In den Versuchsserien der Reihe B2 erhalten wir ähnliche Ergebnisse wie in B1. Erweiternd stellen wir fest:

1. Ohne vorzeitigen Abriß vom Lager hielten jeweils nur die intakte und die erste Defektform (DD) der Basis über eine Dauer von 10 sec der Belastung stand.
2. Die bei Belastung auftretende Abstandsänderung Δd erfährt bei den defekten Basisformen einen progressiven Anstieg nach relativer Sättigung bei $K_{\downarrow} = 500 \text{ p}$.
3. Bei hohen zentralen Abzugsbelastungen steigt das Druckgefälle nahezu linear an.
4. Das Druckgefälle Δp wird auch in denjenigen Versuchen aufrecht erhalten, in denen sich die Prothesenbasis unter der Einwirkung der Abzugskraft bereits merklich vom Lager entfernt.

5. Unabhängig vom auftretenden Druckgefälle sinkt der Prothesenhalt in der Reihenfolge:

B2-0 (unversehrte, neue Prothese)

B2-0-DD (neue Prothese mit D-Defekt) .

B2-6 (unversehrte, eingelagerte Prothese)

B2-6-DD (eingelagerte Prothese mit D-Defekt)

Weitere Defektformen sind wegen des schon bei geringen Abzugsbelastungen unzureichenden Haltes in der Auswertung nicht berücksichtigt.

f. Durch Anwendung einer kleineren Anpressgröße in den Versuchsreihen B2 ($K \uparrow = 500 \text{ p}$) ergeben sich im Vergleich zu den Reihen B1 ($K \uparrow = 1000 \text{ p}$) für $K \downarrow = 300$ und 500 p geringfügig höhere Δp -Werte.

b) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse (Tab. 8 und 9):

1. Abhängigkeit des Abstandes von der Abzugsgröße:

Die Funktionen $d = f(K \downarrow)$ der Defektformen lassen sowohl unmittelbar nach Eingliederung wie auch bei eingelagerter Basis jeweils einen kritischen Abstand d (krit.) erkennen, über dessen Wert bei größerer Belastung eine progressive Abstandszunahme erfolgt (Abb. 35).

Ein Abriß der Prothesenbasis vom Lager kann in den Serien B2-0-DD und B2-6-DD innerhalb der Versuchsdauer von 10 sec auch bei einer Abzugsgröße $K \downarrow = 2000 \text{ p}$ noch nicht festgestellt werden, wohl aber ein deutlicher d -Drift. (Abb. 36)

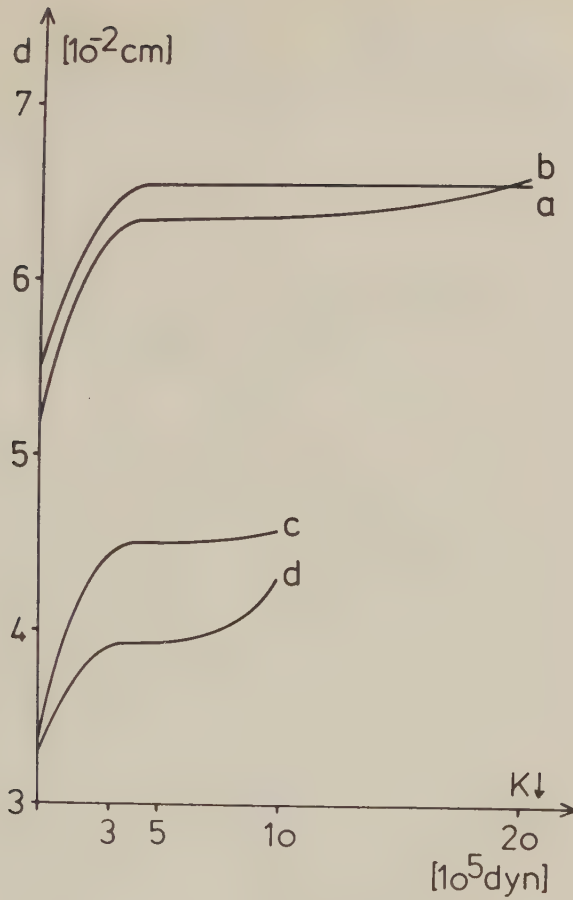


Abb. 35: Versuchsreihe B2 - Abhängigkeit der Spaltbreite von der Abzugskraft

Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt

Prothese eingel.: c unversehrt, d D-Defekt

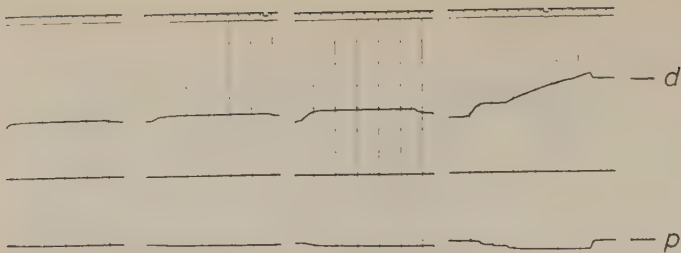


Abb. 36: Versuchsserie B2-6-DD zur Darstellung des zunehmenden D-Drifts
v. l. n. r.: 300 - 500 - 1000 - 2000 p Abzugsbelastung

Aus diesem Verhalten und dem Funktionsverlauf können wir allgemein erwarten, daß bei Abzugsbelastungen mit einer Dauer bis zu 10 sec auch bei den unversehrten Formen der Prothesenbasis eine ähnliche $K \downarrow - d$ -Charakteristik zu erwarten ist: Steile (faßt lineare) Abstandszunahme bis $K \downarrow = 300$ p, flacher Kurvenverlauf bei mittleren Abzugskräften und progressiver d-Anstieg bei Abzugsgrößen eines höheren Niveaus.

2. Abhängigkeit des Druckgefälles von der Abzugsgröße:

In den Versuchsserien beobachten wir im Verlauf der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ einen Wendepunkt bei einer am jeweiligen Versuchstag allen Basisformen gemeinsamen Abzugsgröße (Abb. 37). Dieser liegt bei Eingliederung im Bereich von $K \downarrow = 750$ p, nach Einlagerung bei etwa 500 p und ist bei den Defektformen der Prothese ausgeprägter als bei der unversehrten Basis. das Druckgefälle weist im Wendebereich die geringste Steigung

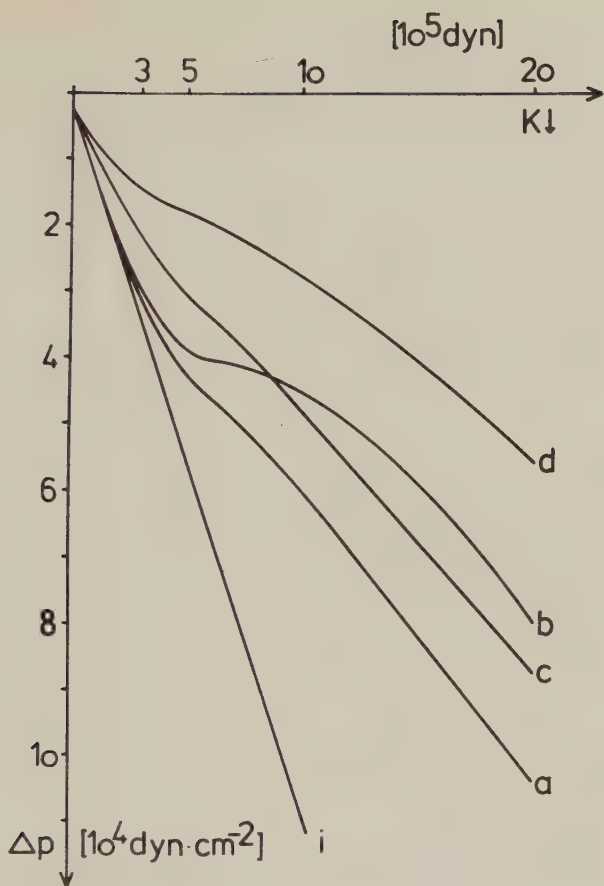


Abb. 37: Versuchsreihe B2 - Abhängigkeit des entstehenden Druckgefälles von der Abzugskraft
 Prothese neu: a Basis unversehrt, b D-Defekt
 Prothese eingel.: c unversehrt, d D-Defekt
 i initiale Steigung der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$

auf, was den Wirkungsgrad des Ventils bei höherer Abzugskraft wieder relativ vergrößert.

Analog der Übersicht in Versuchsreihe B1 stellen wir fest:

Versuchsserie	$\Delta p(\%)$	Abweichung(%)
B2-0 (neue, intakte Prothese)	49,8	50,2
B2-0-DD (neue Prothese mit D-Defekt)	38,2	61,8
B2-6 (eingelagerte, intakte Prothese)	41,9	58,1
B2-6-DD (eingelagerte Prothese mit D-Defekt)	26,6	73,4

Die relativen Werte entsprechen einer Abzugsgröße $K \downarrow = 2000 \text{ p}$.

Ein wichtiger Befund ist der Schnittpunkt der Funktionen

$\Delta p = f(K \downarrow)$ der Serien mit der neuen defekten (DD) und der getragenen, unversehrten Basis. Das bedeutet, daß bei höheren Abzugsbelastungen der Ventilwirkungsgrad einer Abschlußradierung wieder relativ zunimmt. Dies spricht für die Notwendigkeit eines durchgehenden Ventilrandes. Ein Defekt am Ventil, wie dies bei DD der Fall ist, führt unweigerlich zu einer vermehrten Druckausgleichströmung und zum früheren Verlust des Prothesenhaltes.

Anhand unserer Ergebnisse können wir allgemein feststellen, daß der Anteil des Druckgefälles am Halt einer unversehrten Prothese auch nach Einlagerung nicht unter 40 % absinkt.

Unter den anderen haltewirksamen physikalischen und physikalisch-chemischen Mechanismen überwiegen die Reibungskraft (Viskosität) und die Oberflächenspannung des dichtenden

Mediums im Spaltraum. Letztere bewegt sich nur bei geringen Spaltbreiten in der Größenordnung von $50 - 250 \cdot 10^3$ dyn und verliert mit zunehmender Ausgleichstörung und der damit verbundenen wachsenden Spaltbreite d sehr schnell an Bedeutung.

3. Abhängigkeit des Druckausgleichs von der Abzugskraft:

Die Funktionen $\Delta p' = f(K \downarrow)$ lassen wie schon in Versuchsreihe B1 erkennen, daß die Volumenzunahme des Lagers zu Beginn der Ausgleichsreaktion bei den Versuchsserien unmittelbar nach Eingliederung größer ist als nach Einlagerung der Prothese (Abb. 38). Nach GS 1 und der Funktion $d = f(K \downarrow)$ müßte die Funktion $\Delta p' = f(K \downarrow)$ bei höheren Abzugskräften exponentiell ansteigen. Jedoch zeigt die Abhängigkeit des Druckausgleichs von der Abzugskraft eine zunehmende Schwächung der Strömungsrate. Dieser Effekt stellt sich aus Gründen der wachsenden Turbulenz und steigenden Viskosität des Speichels bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten ein (4), (11), (19).

Ein mit ungealtertem Patientenspeichel durchgeführter Nebenversuch mit einem Kapillarviskosimeter nach HESS (10) ergab:

- Der Speichel hat bei Strömung längs eines geringen Druckgefälles eine relative Viskosität von $2 - 2,5$ (Standard = 1 bei Wasser).
- Bei höheren Strömungsgeschwindigkeiten nimmt die Viskosität zu bis zu einem Wert von $9,5$.

In der Beziehung GS 1 bedeutet eine Zunahme der Viskosität zugleich eine verminderte Strömungsrate und somit einen relativ

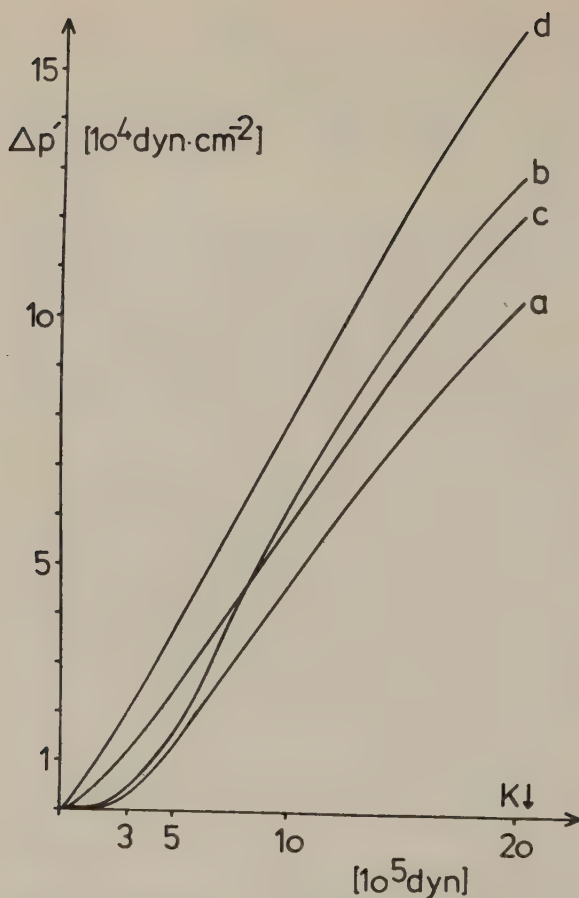


Abb. 38: Versuchsreihe B2 - Abhängigkeit des Druckausgleichs von der Abzugskraft
Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt
Prothese eingel.: c unversehrt, d D-Defekt

geringeren Druckausgleich. Damit unterstützt die immer größer werdende Turbulenz der Spaltflüssigkeit die relative Abschwächung der Druckausgleichströmung (8).

Somit gewinnt die artifizielle Erhöhung des dorsalen Prothesenrandes (Dämmleiste) durch die Beeinträchtigung der Laminarität der Ausgleichströmung eine weitere Bedeutung.

Die Funktion der Ausgleichströmung behandeln wir deshalb nur qualitativ, um nicht durch Einführung sogenannter "Korrekturfaktoren" den Verlust des physikalischen Strömungscharakters nach GS 1 und 2 aufgrund der auftretenden Turbulenz und der sich vergrößernden Viskosität des Mediums manipulieren zu müssen. Wir können jedoch mit unseren idealisierten Beziehungen (GS 1 und 2) die exponentielle Abhängigkeit und Größenordnung der auftretenden Strömung verifizieren.

4. Weitere Abhängigkeiten:

Sowohl die Funktionen $\Delta p = f(d)$ als auch $\Delta p' = f(d)$ zeigen wie in der Versuchsreihe B1 wegen des auftretenden und noch nicht erfaßbaren d-Drifts keine charakteristische Abhängigkeit. Auch können wir in Versuchsreihe B2 nicht die Größe einer Grenzbelastung oder eines Grenzabstandes bestimmen, über deren Werte unweigerlich ein Abriß der Prothesenbasis vom Lager erfolgt.

Diese Abhängigkeiten können wir nur mit einer längeren Versuchsdauer hinreichend klären.

c) Zusammenfassung:

1. Bei hohen Abzugsbelastungen der neuen, unversehrten Prothese sinkt der Anteil des Druckgefälles Δp am Prothesenhalt nicht unter 50 %.
2. Nach Einlagerung fällt dieser Wert wegen der geringeren Verformbarkeit des Lagers auf minimal 40 % ab, was zugleich die untere Grenze des Ventilwirkungsgrades einer intakten Basis darstellt.
3. Der Anteil der Reibungskraft (Viskosität) der Spaltflüssigkeit am Prothesenhalt steigt demzufolge auf maximal 60 % an.
4. Die Bedeutung des Ventilrandes für den Prothesenhalt wird dadurch unterstrichen, daß
 - der Ventilwirkungsgrad immer dann am größten ist, wenn das Ventil durchgehend und unversehrt ist.
 - die Abschlußradierung, richtig angelegt, nicht nur den Abstand Prothese - Lager am Rande der Basis verkleinert und somit die Abdämmung erhöht, sondern auch die Druckausgleichsströmung in den Spaltraum bei zunehmender Strömungsgeschwindigkeit relativ schwächt.

Wirkungsgrad bei verschiedener Anpressgröße $K \uparrow (W)$

Um den Ventilwirkungsgrad bei verschiedenen Anpressgrößen zu ermitteln, wurden Abzugsversuche mit $K \downarrow = \text{const.}$ und $K \uparrow = 500 - 1000 - 2000 - 3000 \text{ p}$ durchgeführt.

Wegen des eingeschränkten Prothesenhaltes bei $K \downarrow = 500$ p beschränkten wir uns auf Versuchsserien mit intakter und D-Defektbasis bei Eingliederung und nach Einlagerung.

a) Ergebnisse: (vergl. Tab. 10 und 11)

1. Bei steigender Anpresskraft bleibt der Anfangsabstand Prothese - Lager etwa gleich, die Abstandsänderung bei gleicher Abzugsbelastung beschreibt dagegen ein Minimum bei $K \uparrow = 1000$ p.
2. Eine Vergrößerung der Anpresskraft bewirkt bei konstanter Abzugskraft und gleichem Anfangsdruckgefälle ein Absinken der Druckgefällewerte.
3. Die Abnahme von Δp erfolgt zunächst rasch und zeigt für höhere Anpressgrößen $K \uparrow$ Sättigungscharakter.
4. Die Absolutwerte für das Druckgefälle sind am größten bei der neuen, unversehrten Basis und fallen in der Reihenfolge:
W-0 (neue, unversehrte Prothese)
W-0-DD (neue Prothese mit D-Defekt)
W-6 (eingelagerte, unversehrte Prothese)
W-6-DD (eingelagerte Prothese mit D-Defekt)

b) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse:

1. Abhängigkeit des Abstandes von der Anpressgröße:

Der uns zugängliche Kurventeil der Funktionen $d = f(K \uparrow)$ läßt erkennen, daß die Abstandsänderung bei konstanter Abzugskraft, jedoch steigender Anpressgröße folgendes charakteristisches Verhalten zeigt (Abb. 39).

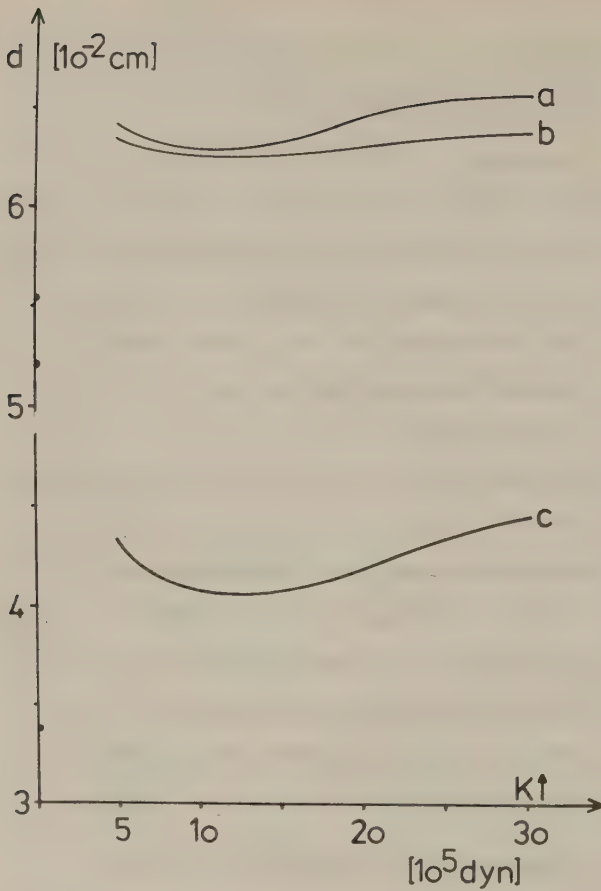


Abb. 39: Versuchsreihe W - Abhängigkeit der Spaltbreite von der Anpresskraft ($K \downarrow = \text{const.}$)

Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt,

Prothese eingel.: c unversehrte Basis

d_0 -Werte sind an der d -Achse gekennzeichnet

- Rascher Anstieg mit Start bei d_0 ($K \uparrow = 0$)
- Maximalwert bei $K \uparrow < 500 \text{ p}$
- Asymptotische Näherung an einen Sättigungswert bei sehr großen Anpresskräften

Das in den Versuchskurven auftretende Minimum des Abstandes mit anschließendem Anstieg ist bedingt durch den mit Abzugsgrößen $K \downarrow >$ kapillare Grenzskraft verbundenen d-Drift (vergl. Versuchsreihen B1 und 2).

Der Sättigungswert für d bei sehr hohen Anpresskräften wird entweder bei sehr kleinen Abzugsgrößen oder nur bei sehr kurzzeitigen Abzügen realisiert.

2. Abhängigkeit des Druckgefälles von der Anpressgröße:

Analog dem Auftreten eines Maximums für d (Δd) muß nach

$p \cdot V = \text{const.}$ auch das Druckgefälle ein Maximum für

$K \uparrow < 500 \text{ p}$ beschreiben. Der Druck p erreicht an diesem Punkt ein Minimum (Abb. 40).

Zudem können wir feststellen, daß das Δp -Maximum umso eher erreicht wird, je unversehrter das Ventil der Prothesenbasis ist. Für den eigentlich nicht erwarteten Abfall von Δp bei steigender Anpressgröße können folgende Ursachen verantwortlich sein:

- Der Ventilrand, vorwiegend die dorsale Dämmleiste, deformiert das Lagergewebe, so daß kurzzeitig ein ähnlicher Effekt entsteht, wie er bei Einlagerung auftritt.

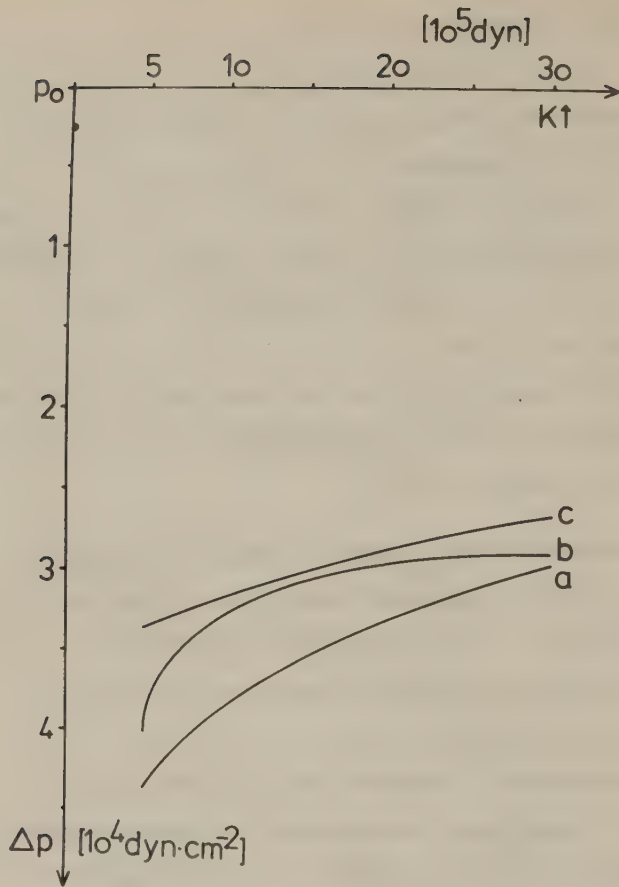


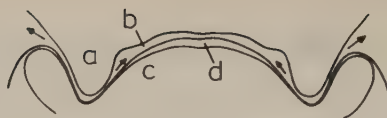
Abb. 40: Versuchsreihe W - Abhängigkeit des Druckgefälles von der Anpresskraft ($K \downarrow = \text{const.}$)
Prothese neu: a unversehrte Basis, b D-Defekt
Prothese eingel.: c unversehrte Basis
Gleichgewichts- Δp an der Δp -Achse gekennzeichnet

Da die Deformation des Lagergewebes bei der Abzugsbelastung der Prothesenbasis langsamer rückgängig gemacht wird als der Speichel bei der Druckausgleichströmung fließt, ist der Ventilwirkungsgrad bei zunehmender Anpressgröße herabgesetzt. Ist die Deformierbarkeit des Lagergewebes erschöpft, erreicht der Wirkungsgrad einen Sättigungswert.

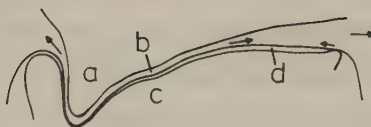
- Im Lagergewebe nehmen bei steigender Anpressgröße Flüssigkeitsverschiebungen zu, welche den druckgefällewirksamen Raum unter der Basis verkleinern. Es ist durchaus vorstellbar, daß aus demjenigen Gebiet des Prothesenlagers, welches von Anfang an den geringsten Abstand zur Basis aufweist (vergl. Abb. 3), beim Anpressvorgang Gewebsflüssigkeit in die Regionen der größten Spaltbreite verschoben wird (Abb. 41).

Somit ist bereits vor Beginn einer Abzugsbelastung der Δp -wirksame Raum verkleinert und der Wirkungsgrad des Prothesenhaltes aufgrund des entstehenden schwächeren Druckgefälles geringer.

Den Beweis für eine akute Verformung des Gewebes liefert ein Nebenversuch, bei dem die Pulscurve des Lagergewebes mittels eines nahezu trägheitslosen Druckgebers bei der Anpressbelastung $K \uparrow = 0$ und $K \uparrow = 1000 \text{ p}$ aufgenommen wurde (Abb. 42).

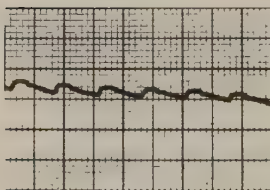


A

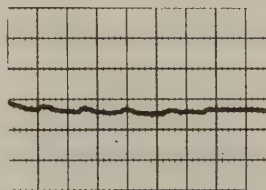


B

Abb. 41: Flüssigkeitsverschiebungen im Lagergewebe bei Anpressbelastung (Pfeile)
A transversales, B sagittales Schema
a knöcherner Gaumen, b Lagergewebe, c Prothesenbasis, d Spaltraum



a



b

Abb. 42: Lager-Pulskurve zur Darstellung der Durchblutung bei steigender Anpresskraft
a Anpresskraft $K \uparrow = 0$
b Anpresskraft $K \uparrow = 1000 \text{ p}$ mit Druckausgleich

Es ist deutlich zu erkennen, daß die Blutdruckamplitude des Lagers unter zunehmender Anpressbelastung absinkt.

Der Druckgefälleabfall bei steigender Anpressgröße wird vermutlich von beiden geschilderten physiologischen Vorgängen erzeugt.

Der nach Einlagerung relativ schwächere Abfall von Δp kann ebenso durch beide Effekte der akuten Flüssigkeitsverschiebung im Gewebe erklärt werden. Denn aus Regionen, welche durch den ständigen mechanischen Anpressdruck bereits alteriert (flüssigkeitsärmer und verhärtet) sind, kann kurzzeitig nicht mehr soviel Flüssigkeit verdrängt werden wie unmittelbar nach Eingliederung.

3. Abhängigkeit der Größe F_i von der Anpresskraft:

Der in Versuchsreihe B2 ignorierte Befund, daß die definierte ideale Fläche F_i bei steigender Anpressgröße zunimmt, wird in Versuchsreihe W offensichtlich.

Die Ursache hierfür kann sowohl in der Zunahme des Integrals, mit dessen Hilfe wir F_i bestimmen (vergl. Versuchsreihe D), als auch in einer Vergrößerung der druckwirksamen Fläche F_w bei zunehmender Anpresskraft liegen. Die Klärung, warum die Fläche F_i bei steigender Anpressgröße sich ändert, erfolgt in einer Versuchsreihe mit so-

wohl steigenden Anpressbelastungen wie auch zunehmenden Abzugskräften. Wir müssen jedoch zukünftig den Wert von F_i mit der dazugehörigen Anpressgröße kennzeichnen.

4. Weitere Abhängigkeiten:

Eine umfassende Diskussion der Funktionen $\Delta p = f(d)$ ist wegen der zu kurzen Belastungsdauer (15 sec) und des noch nicht erfaßbaren d-Drifts wenig sinnvoll.

c) Zusammenfassung:

1. Der Ventilwirkungsgrad erreicht bei steigender Anpresskraft schon relativ früh ($K_f < 500$ p) ein Optimum, fällt wegen der zunehmenden Deformierung des Prothesenlagers wieder ab und zeigt für große Werte von K_f Sättigungscharakter.
2. Durch die hohe Anpressgröße wird das Lager, vor allem in der Region des Ventilrandes, in einer Weise verändert, welche eine vermehrte Ausgleichströmung und somit einen verschlechterten Halt der Prothesenbasis mit sich bringt. In dieser Beziehung weicht das Ventil der Prothese von dem des Gummisaugnapfes, mit dem es oft verglichen wird, aus physiologischen Gründen ab.
3. Durch die Einlagerung der Prothese stellt sich bezüglich des Ventilwirkungsgrades ein ähnlicher Effekt langdauernd ein, wie er kurzzeitig durch eine hohe Anpresskraft erzeugt wird.

Langzeitbelastungen (L)

- a) Die Abzugsversuche mit einer Versuchsdauer von $t = 60 \text{ sec}$ und sich ändernden Anpress- und Abzugsgrößen zeigten folgende Ergebnisse (Tab. 12), (Abb. 43, 44):
1. Die mit einer zweiten, gleichartigen Oberkieferprothese (P II) an der ersten Versuchsperson gewonnenen Druckwerte weichen konstant um etwa - 10 % von denen ab, welche in den Versuchsreihen B1, B2 und W an einem anderen Versuchstag mit der ersten Prothese (P I) ermittelt wurden.
 2. Der Abstand der Prothese vom Lager nimmt bei Abzugsbelastungen sowohl mit steigender Anpressgröße als auch mit steigender Abzugsgröße zu.
 3. Somit sinkt auch die absolute Haltedauer der Prothese mit zunehmender Anpress- und Abzugskraft.
- b) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse:
1. Abhängigkeit des Abstandes von der Abzugskraft:
Die Funktionen $d = f(K_{\downarrow})$ bestätigen im Bereich der kapillaren Grenzkraft die Ergebnisse der Versuchsreihen B1 und 2 (Abb. 45).
Im Bereich $0 < K_{\downarrow} < 260 \text{ p}$ zeigen alle Funktionen einen nahezu gleichartigen Verlauf mit insignifikant verschiedenen Werten und teilen sich erst in Punkt $K_{\downarrow} = 260 \text{ p}$ (graphisch), welcher der Größe der kapillaren Grenzkraft entspricht. Im Bereich der kapillaren Kräfte ist der Funktionsverlauf linear, was für den physikalischen Charakter der Abhängigkeit $d = f(K_{\downarrow})$

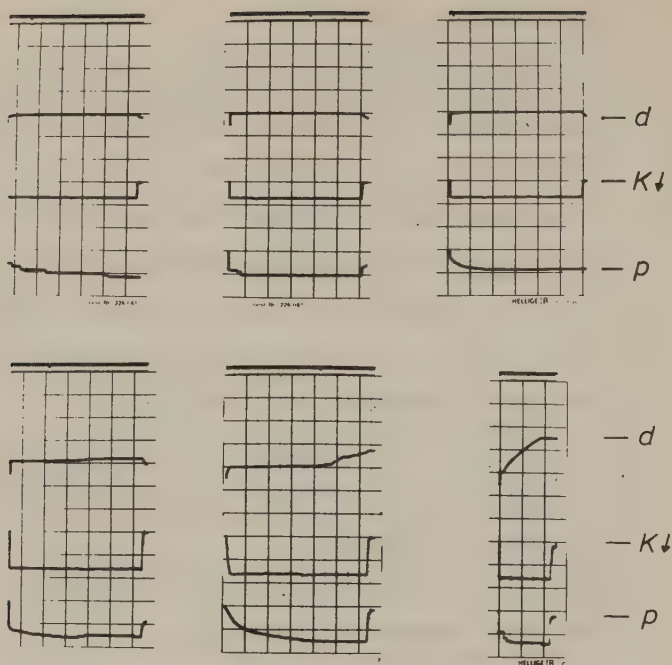


Abb. 43 und 44: Langzeitversuche (Ventilrand unversehrt)
 oben: Serie L-0-250 ($K_{\downarrow} = 250 \text{ p}$)
 unten: Serie L-0-500 ($K_{\downarrow} = 500 \text{ p}$)
 v. l. n. r.: 250 - 500 - 1000 p Anpress-
 belastung

nach $p \cdot V = \text{const.}$ spricht. Eine Änderung der Anpressgröße erzeugt nur geringe Abweichungen von der Linearität des Kurvenverlaufes.

Mit größeren Abzugskräften registrieren wir bei hinreichender Versuchsdauer einen progressiven Anstieg des Abstandes Prothese - Lager, welcher umso steiler erfolgt, je höher die jeweilige Anpresskraft ist.

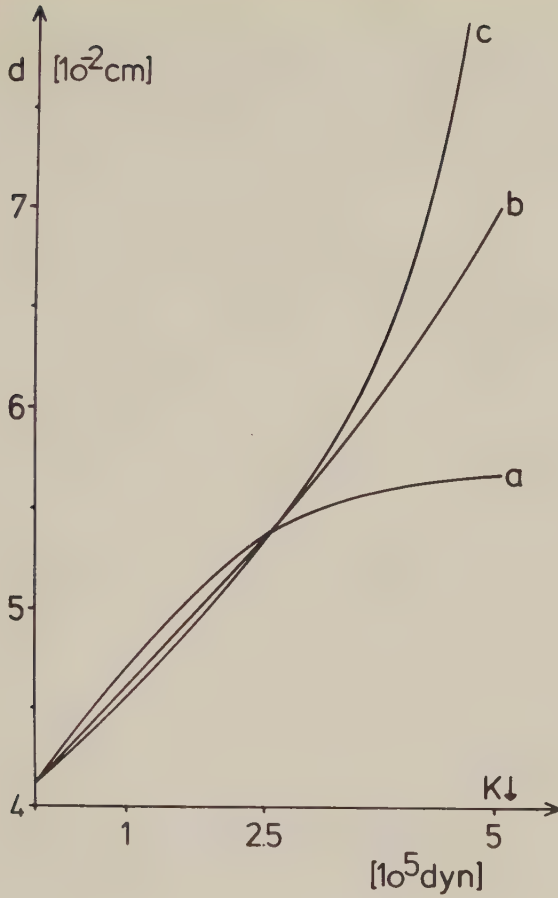


Abb. 45: Versuchsreihe L - Abhängigkeit der Spaltbreite
von der Abzugskraft (Ventilrand unversehrt)
a $K \uparrow = \text{const.} = 250 \text{ p}$
b $K \uparrow = \text{const.} = 500 \text{ p}$
c $K \uparrow = \text{const.} = 1000 \text{ p}$

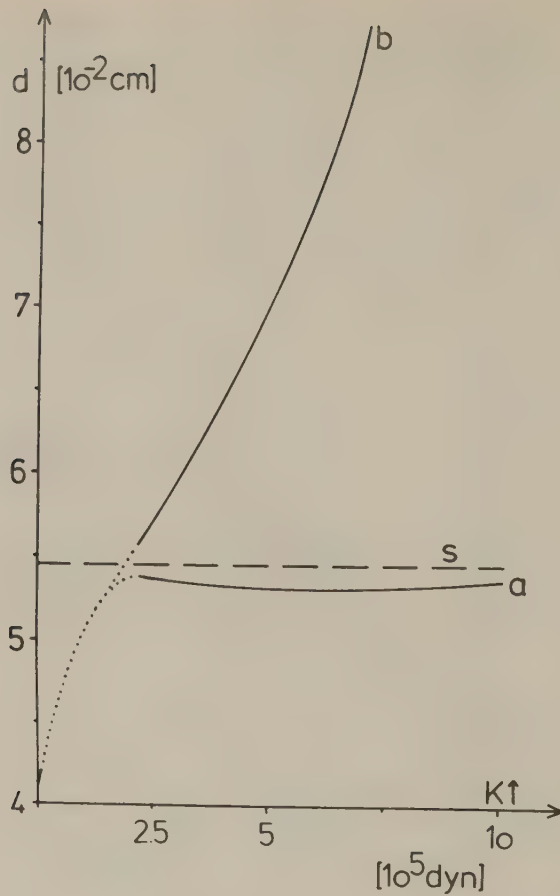


Abb. 46: Versuchsreihe L - Abhängigkeit der Spaltbreite von der Anpresskraft
a $K \downarrow = \text{const.} = 250 \text{ p}$, b $K \downarrow = \text{const.} = 500 \text{ p}$
s Sättigungskennlinie (hypothetisch)
Ergänzender Kurvenverlauf gepunktet dargestellt

2. Abhängigkeit des Abstandes von der Anpresskraft:

Im Bereich $0 < K_{\uparrow} < K_{\uparrow \text{opt}}$ muß für alle Abzugskräfte ein nahezu identischer Kurvenverlauf angenommen werden, da alle Kurven den gleichen Ausgangswert bei $K_{\uparrow} = 0$ und Funktionswert bei $K_{\uparrow} = K_{\uparrow \text{opt}}$ beschreiben (Abb. 46).

Bei steigender Anpresskraft zeigt die Kurve für $K_{\downarrow} < \text{kapillare Grenzkraft}$ jedoch nicht den zu erwartenden Sättigungsverlauf, sondern beschreibt aufgrund der reaktiven Volumenzunahme des Lagers (vergl. Versuchsreihe B1) ein relatives Minimum.

Ist die Abzugsbelastung dagegen größer als die kapillare Grenzkraft, so stellt sich eine Ausgleichströmung ein, und die Kurve steigt über den physikalischen Sättigungswert hinaus ins Unendliche. Dieser Anstieg erfolgt umso steiler, je größer $K_{\downarrow}$ ist.

3. Abhängigkeit des Druckgefälles von der Abzugsgröße:

Die Funktionen $\Delta p = f(K_{\downarrow})$ zeigen wie in den Versuchsreihen B1 und 2 ein bei konstanter Anpresskraft steigendes Druckgefälle (Abb. 47). Allerdings verliert die Prothese in unseren Versuchen über $K_{\downarrow} = 500 \text{ p}$ zunehmend an Halt.

Der d-Drift wird in den Langzeitversuchen dadurch verstärkt, daß das Flüssigkeitsreservoir, welches für die Ausgleichströmung wichtig ist, schon nach relativ kurzer Zeit erschöpft wird.

Somit wird in der Strömungsgleichung GS 1 nicht nur der Abstand d vergrößert, sondern auch die Stromweglänge l verkleinert, was die Strömungsrate vermehrt. Ein Mangel an Speichel

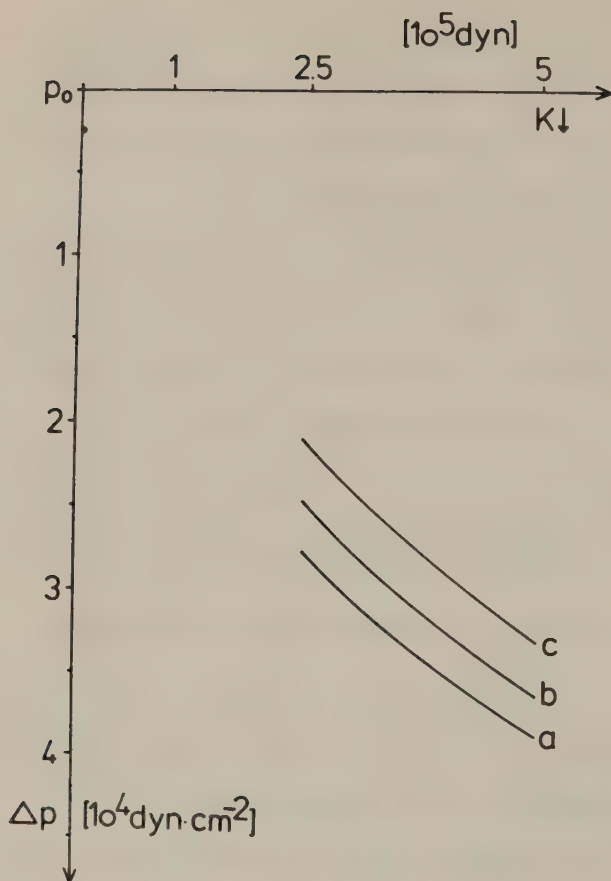


Abb. 47: Versuchsreihe L - Abhängigkeit des entstehenden Druckgefälles von der Abzugskraft

a $K^\uparrow = \text{const.} = 250 \text{ p}$

b $K^\uparrow = \text{const.} = 500 \text{ p}$

c $K^\uparrow = \text{const.} = 1000 \text{ p}$

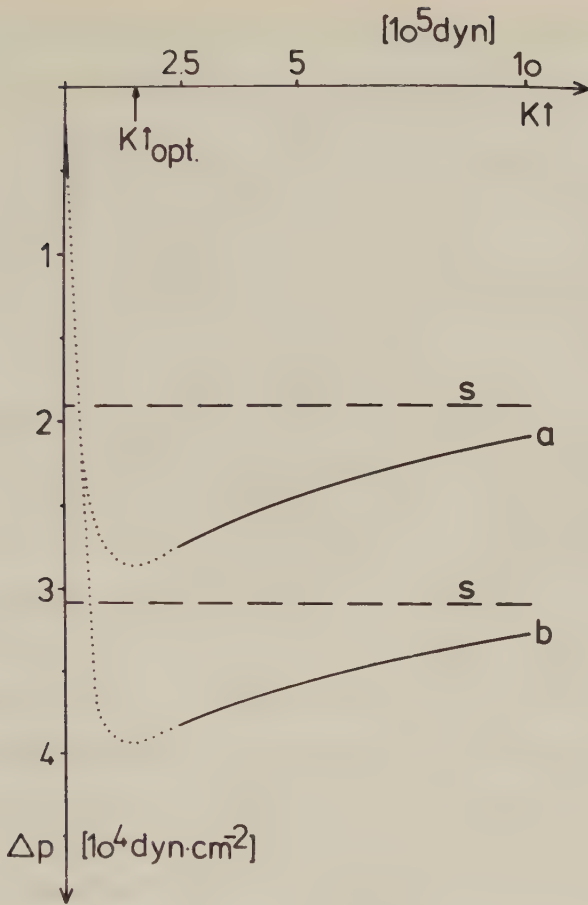


Abb. 48: Versuchsreihe L - Abhängigkeit des Druckgefälles von der Anpresskraft
 a $K_{\downarrow} = \text{const.} = 250 \text{ p}$, b $K_{\downarrow} = \text{const.} = 500 \text{ p}$
 s Sättigungskennlinie (hypothetisch)
 Wahrscheinlicher Verlauf zwischen Gleichgewichts- Δp und Meßbereich gepunktet dargestellt

verschlechtert deshalb den Halt der Prothese bei länger dauernden Abzugsbelastungen.

4. Abhängigkeit des Druckgefälles von der Anpresskraft:

Daß das Optimum für die Anpresskraft sogar noch unter $K \uparrow = 250 \text{ p}$ liegen muß, zeigt uns die Funktion $\Delta p = f(K \uparrow)$ (Abb. 48).

Aufgrund der Ergebnisse aus den vorausgegangenen Versuchsreihen können wir das Kurventeilstück, welches die Versuchsreihe L liefert, näherungsweise zur Gesamtfunktion ergänzen.

Da das System Prothese - Lager ohne Einwirkung einer Anpresskraft nur eine sehr geringe Halteenergie (vergl. Versuchsreihen A und D) aufweist, hat die Funktion $\Delta p = f(K \uparrow)$ ihren Ursprung praktisch im Nullpunkt.

Dementsprechend erfolgt ein steiler Anstieg bis zu einem Druckgefällemaximum bei $K \uparrow_{\text{opt}} < 250 \text{ p}$. Im weiteren Verlauf nähern sich die Werte einer Sättigungskennlinie, welche dem Zustand der höchst möglichen Flüssigkeitsverschiebung im Lager bzw. -verdrängung aus dem Lager entspricht.

Daß das Optimum der Anpressgröße schon bei einem Wert $K \uparrow < 250 \text{ p}$ erreicht wird, liegt daran, daß wir beim Anpressvorgang stets einen vollständigen Druckausgleich vornahmen. Zur Herstellung dieses reproduzierbaren Ausgangszustandes haben wir (ideal) die Anpressarbeit $\Delta A = p \cdot \Delta V$ verrichtet, also bei gleichbleibendem Druck das Spaltraumvolumen um ΔV verkleinert.

Ist der Druckausgleich wie beim Prothesenträger nicht vollständig, so vergrößert der Restüberdruck das Spaltraumvolumen

nach erfolgtem Anpressvorgang. Die Basis stellt sich auf einen Abstand vom Lager ein, welcher

- der jeweils verrichteten Anpressarbeit äquivalent ist
- größer ist als der Abstand, der bei vollkommenem Druckausgleich Prothese und Lager trennt.

Der ideale Ausgangszustand für den Ventilwirkungsgrad ist dadurch gekennzeichnet, daß das Ventillager durch den Anpressvorgang nicht zu sehr verformt wird.

In unseren Versuchen mit optimalem Druckausgleich tritt eine mechanische Lagerverformung bei geringeren Anpresskräften auf, als dies beim Anpressvorgang durch den Prothesenträger geschieht. Deshalb ist die optimale Anpressgröße in unseren Versuchen relativ klein.

5. Abhängigkeit der Größe F_i (ideale Fläche) von der Anpresskraft:

F_i ist die idealisierte Fläche, über der eine konstante Druckverteilung besteht. Wir bestimmen sie durch Integration der realen Druckgefälleverteilung über der Fläche F_w (druckwirksame Fläche) wie in Versuchsreihe D beschrieben.

Steigt die Anpresskraft über ihren Optimalwert, so sinkt das initiale Druckgefälle geringfügig. Das bedeutet, daß die druckwirksame Fläche F_w und somit auch F_i unbedeutend wachsen.

Es ist anzunehmen, daß durch eine erhöhte Anpresskraft zwar weitere Gebiete, vor allem im Kambereich, druckwirksam er-

geschlossen werden. Dieser Zuwachs von F_w bzw. F_i kann jedoch den mit höheren Anpresskräften verschlechterten Ventilwirkungsgrad (s. o.) nicht haltewirksam ausgleichen.

6. Abhängigkeit des Druckgefälles vom Abstand Prothese - Lager:

Die Verknüpfungsfunktion $\Delta p = f(d)$ ist für $K \downarrow < \text{kapillare Grenzkraft}$ bei zunehmender Versuchsdauer durch einen weitgehend linearen Verlauf gekennzeichnet (Abb. 49).

Der anfängliche lineare Anstieg der Funktion ist umso deutlicher ausgeprägt, je näher $K \uparrow$ bei ihrem Optimum liegt. Die Kurven für die verschiedenen Anpresskräfte trennen sich bei einem Punkt, welcher in Versuchsreihe B1 der beginnenden Ausgleichsreaktion des Lagers (vergl. Abb. 31) entspricht und verlaufen bei größeren Abstandswerten umso steiler, je kleiner die zugrundeliegende Anpresskraft ist.

Das bedeutet, daß bei konstant auftretendem Druckgefälle im Spalt-raum ein Abriß der Prothese vom Lager umso eher erfolgt, je höher die Anpresskraft ist, was unsere bisherigen Ergebnisse bestätigt.

Die initiale (physikalische) Steigung der Funktion $\Delta p = f(d)$ beträgt $2,225 \cdot 10^6 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-3}$.

Zusammen mit dem Anstieg der Funktion $d = f(K \downarrow)$ aus Versuchsreihe L ($2,10 \cdot 10^7 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-1}$) können wir die Fläche F_i ermitteln:

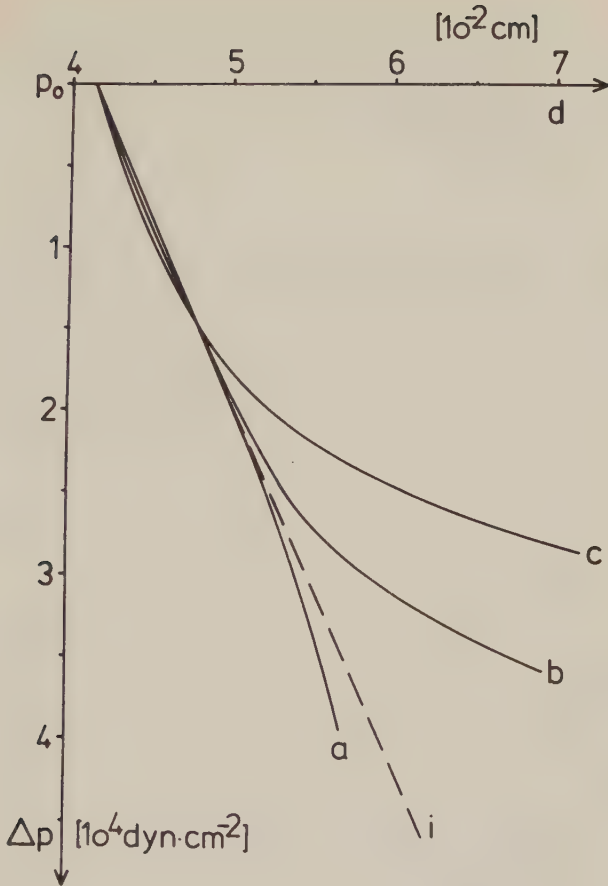


Abb. 49: Versuchsreihe L - Abhängigkeit des entstehenden Druckgefälles von der Spaltbreite ($K \downarrow = \text{var.}$)

a $K \uparrow = \text{const.} = 250 \text{ p}$

b $K \uparrow = \text{const.} = 500 \text{ p}$

c $K \uparrow = \text{const.} = 1000 \text{ p}$

i initiale Steigung der Funktion $\Delta p = f(d)$

$$\begin{aligned}
 F_i &= \frac{\Delta K \downarrow}{\Delta p(\text{initial})} = \frac{\Delta K \downarrow}{\Delta d} \cdot \frac{\Delta d}{\Delta p(\text{initial})} \\
 &= \frac{2,1 \cdot 10^7 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-1}}{2,225 \cdot 10^6 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-3}} \\
 &= \underline{9,35 \text{ cm}^2}
 \end{aligned}$$

Dieser Wert ist ein Durchschnittswert für alle zugehörigen Anpressgrößen und ist etwa um 9 % kleiner als derjenige Wert für F_i , welcher in Versuchsreihe B1 mit der Prothese P I am gleichen Patienten gefunden wurde. Dies deckt sich mit den Ergebnissen für die Funktionen $\Delta p = f(K \downarrow)$ und $\Delta p = f(K \uparrow)$ aus der Versuchsreihe L.

7. Abhängigkeit der Haltedauer (absolut) von der Anpresskraft:

Daß die Haltedauer der Prothese mit steigender Abzugskraft abnimmt, ist offensichtlich. Jedoch verkürzt sich auch bei zunehmender Anpresskraft und konstanter Abzugskraft die absolute Haltedauer, also derjenige Zeitraum, in welchem noch kein merklicher d-Drift auftritt.

Die Funktion $T = f(K \uparrow)$ zeigt, daß die Haltedauer bei konstanter Abzugskraft ($K \downarrow > \text{kapillare Grenzkraft}$) im Bereich des Anpressoptimums einen Maximalwert erreicht, um bei steigender Anpresskraft nahezu exponentiell abzufallen. (Abb. 50) Diese Abnahme des Prothesenhaltes erfolgt zudem umso schneller, je größer die Abzugskraft ist.

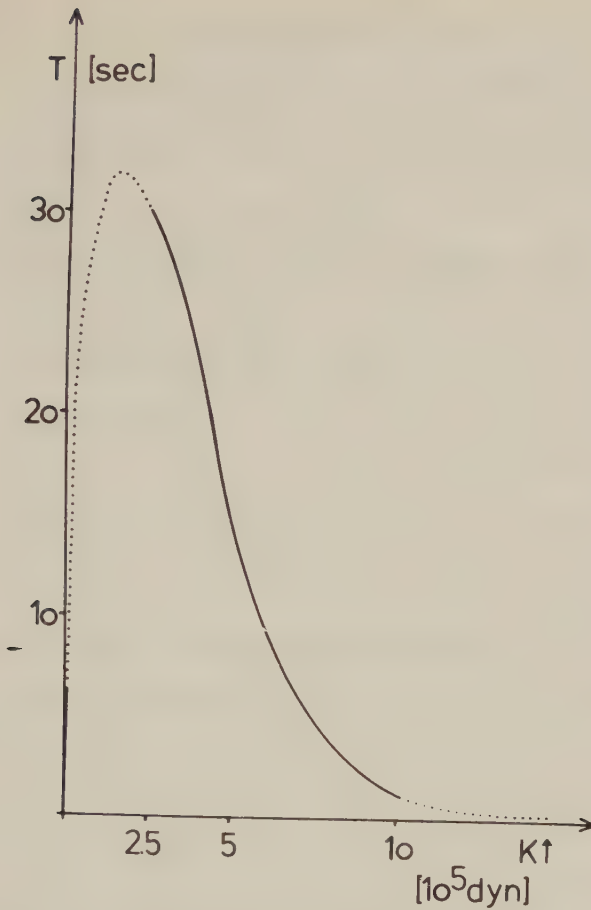


Abb. 50: Versuchsreihe L - Abhängigkeit der absoluten Haltedauer von der Anpressgröße ($K \downarrow = \text{const.}$)
Kurvenverlauf außerhalb des Meßbereiches gepunktet dargestellt

Allerdings können wir für $K_{\downarrow} < \text{kapillare Grenzkraft}$ auch in unseren Langzeitversuchen keinen d-Drift feststellen, d. h. in diesem Bereich ist der Prothesenhalt uneingeschränkt.

Der Start eines auftretenden d-Drifts ist verzögert, da

- das Spaltmedium bei Überwindung der kapillaren Kräfte und der Viskosität anfangs eine konstante Beschleunigung erfährt
- die Spaltbreite zu Beginn der Ausgleichströmung am geringsten ist.

c) Zusammenfassung:

1. In den Versuchen mit Langzeitbelastung werden alle Befunde und Ergebnisse aus den vorangegangenen Versuchsreihen bestätigt.
2. An der gleichen Versuchsperson erhalten wir mit einer zweiten, gleichartigen Prothese gleichwertige Ergebnisse.
3. Die Abstandsänderung der Prothesenbasis vom Lager, der sogenannte d-Drift, erfolgt umso eher und steiler, je größer die Anpress- und die Abzugskraft ist ($K_{\uparrow} \geq K_{\text{opt}}^{\uparrow}$, $K_{\downarrow} > \text{kapillare Grenzkraft}$).
4. Der d-Drift ist eine Folge der zeitabhängigen Ausgleichströmung in den Spaltraum und somit ein Ausdruck für die eingeschränkte Haltefunktion der Prothese.
5. Im Falle $K_{\uparrow} \geq K_{\text{opt}}^{\uparrow}$ und $K_{\downarrow} > \text{kapillare Grenzkraft}$ wirken Anpress- und Abzugskraft mit Ausnahme der Wirkung auf das entstehende reale Druckgefälle synergistisch.

C KONTROLLUNTERSUCHUNGEN - Versuchskomplex V

Um die Versuchsergebnisse hinreichend zu sichern, wurden Kontrolluntersuchungen an zwei weiteren Versuchspersonen unternommen.

1. Versuchsperson II - Prothese P III

Gegenüber den Prothesen P I und P II der ersten Versuchsperson stellten wir folgende Änderungen fest:

$$\text{Absolutfläche } F \text{ (projiziert)} = 30,50 (+ 4,2) \text{ cm}^2$$

$$\text{Kamminnenfläche } F_w \text{ (proj.)} = 18,60 (+ 4,3) \text{ cm}^2$$

Es wurden durchgeführt die Versuchsreihen B1, B2, W (Tab. 13, 14, 15).

2. Versuchsperson III - Prothese P IV

Die Änderungen gegenüber P I und P II betragen:

$$\text{Absolutfläche } F \text{ (projiziert)} = 28,55 (+ 2,2) \text{ cm}^2$$

$$\text{Kamminnenfläche } F_w \text{ (proj.)} = 15,45 (+ 1,2) \text{ cm}^2$$

Es wurde durchgeführt die Versuchsreihe L (Tab. 16).

a) Die Kontrolluntersuchungen mit den beiden Versuchspersonen zeigten:

1. Grundsätzliche Übereinstimmung der Ergebnisse aller Versuchsreihen mit denen, welche an der Versuchsperson I gewonnen wurden.
2. Proportionale Abweichung der Werte für Δp und Δd gegenüber den Versuchsreihen mit einer anderen Prothese.

b) Auswertung und Diskussion der Kontrolluntersuchungen:

Die ermittelten Funktionen weisen in allen vergleichbaren Versuchskomplexen an verschiedenen Versuchspersonen keinen signifikant verschiedenen Charakter auf.

Die Abweichungen der Δp -Absolutwerte folgen der Beziehung $p = K/F$, wonach eine Vergrößerung der Prothesenfläche bei konstanter Anpress- und Abzugskraft eine Verkleinerung des entstehenden Druckgefälles bewirkt, was den Beginn des Druckausgleichs verzögert.

Der Ventilwirkungsgrad ändert sich dagegen durch den Einfluß veränderter Lagerverhältnisse, Speichелеigenschaften etc.. Somit hängt die absolute Haltedauer der Prothese nicht unmittelbar von der Größe der Basis ab.

Die ermittelten Idealflächen F_i betragen bei:

Prothese III 13,5 (+ 3,1) cm²

Prothese IV 11,2 (+ 0,8) cm²

Aus allen Versuchskomplexen der Arbeit ergibt sich demnach, daß die idealisierte (mathematische) Fläche F_i stets etwa 73 - 74 % der Kamminnenfläche F_w einer Prothese beträgt.

Zusammenfassend betrachtet, betragen die Abweichungen der Werte für Δp aus den Kontrolluntersuchungen gegenüber denen aus den Hauptuntersuchungen bezüglich der Abhängigkeit $p = K/F_i$ maximal 1,7 % (Tab. 17).

Die Gründe hierfür sind:

1. Unterschiedliche Spaltbreiten bei Eingliederung
2. Unterschiedliche physiologische Verhältnisse (Resilienz, Speichel, etc.)

3. Unterschiedliche Prothesenformen (Kieferformen).

Eine direkte Abhängigkeit des Prothesenhaltes durch das entstehende Druckgefälle von der Kammgröße und Form des Alveolarfortsatzes konnte bei Ausschluß einer mechanischen Retention nicht festgestellt werden. Jedoch können Größe und Form des Alveolarfortsatzes am Ausmaß des Ventilwirkungsgrades und somit am relativen Prothesenhalt (zeitabhängige Ausgleichströmung) beteiligt sein.

V. DISKUSSION

a) Das Druckgefälle als haltewirksamer Mechanismus:

Die Existenz eines Druckgefälles im Spaltraum kann nicht bestritten werden, obwohl einige Verfasser einen Unterdruck zwischen Basis und Lager als physiologisch untragbar bezeichnen (C. FRITSCH (5), M. KUCK (16), (17)).

H. BETZLER und H. RIEDEL (2) lehnen in ihren Ausführungen über die Ursachen des Prothesenhaltes das Druckgefälle ab, berücksichtigen jedoch nicht, daß sie in ihren Phantomuntersuchungen die Prothese durch Verminderung des absoluten Druckes (Exsiccator) zum Abriß vom Kiefermodell bringen. Sinkt der atmosphärische Druck, so wird auch das Druckgefälle zwischen Spaltraum und äußerem Milieu kleiner, die Prothese halten dann nur noch kapillare und visköse Kräfte.

Unsere Untersuchungen über das Druckgefälle basieren auf einer verfeinerten, kombinierten und reproduzierbaren Meßanordnung mit geringem Fehler (maximal 1 %) und stimmen qualitativ überein mit den Ergebnissen von CH. JORDT (13), E. KÖRBER (15) und H. J. REHBERG (21).

H. J. REHBERG mißt sogar ein Ruhedruckgefälle von $1,5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2} \cong 1,47 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$, was auch nach unseren Messungen dem Ruhedruckgefälle (Gleichgewichtswert) der Prothese ohne der Masse der Meßeinrichtung entsprechen würde.

b) Die kapillaren Kräfte als Haltemechanismus:

Die Oberflächenspannung als Ursache für die kapillaren Haltekräfte wird all zu oft überbetont, zumal Speichel nur etwa 25 % der Oberflächenspannung des Wassers entwickelt (7).

Da in unserer Versuchsanordnung als Spaltmedium ein Speichel-Wasser-Gemisch diente, ist unser Wert für die Oberflächenskräfte mit Sicherheit die obere Grenze der auftretenden kapillaren Kraft.

Die Oberflächenspannung läßt sich an der Versuchsperson nicht direkt bestimmen und wird bei ihrer induktiven Ermittlung von Reaktionen des Lagers maskiert. Erst die Langzeitversuche lassen uns mit hinreichender Sicherheit die Größenordnung der zeitunabhängigen kapillaren Kraft bestimmen (max. 260 p). BETZLER und RIEDEL (2) beschreiben die Oberflächenkraft mit der gleichen Beziehung wie wir (GK 1), setzen jedoch extreme Werte für d und σ ein, womit ihr errechneter Wert für

die kapillare Kraft um den Faktor 10 größer wird.

Manche Verfasser bezeichnen fälschlich die Oberflächenkraft als verantwortlich für die Adhäsion oder "Haftung", welche jedoch lediglich ein Ausdruck der Klebewirkung des Mediums ist. Diese ist bei Speichel nicht viel größer als bei Wasser.

c) Die Druckausgleichströmung als Haltemechanismus:

Die Viskosität des Spaltmediums bestimmt die Geschwindigkeit der zeitabhängigen Druckausgleichströmung. Dieser Haltemechanismus wird in unserer Arbeit durch die Volumenzunahme des Spaltraumes bei gleichbleibendem Druckgefälle verifiziert. Der Anteil der Druckausgleichströmung am Prothesenhalt ist jedoch eingeschränkt durch den Mangel an vorhandener Flüssigkeit (Speichel).

Qualitativ stimmen unsere Ergebnisse mit den Untersuchungen von BETZLER und RIEDEL (2), JORDT (13), KÖRBER (15), REHBERG (21) und H. VAN THIEL (23) überein.

Die Verhältnisse im Spaltraum und die experimentell bestimmbare Strömungsrichtung des Mediums rechtfertigen schwerlich eine Anwendung des Strömungsgesetzes nach "Hagen-Poiseuille" (KÖRBER) noch die physikalischen Darlegungen von BETZLER und RIEDEL. Eine Einführung von Korrekturfaktoren macht die oben angewandten Gesetzmäßigkeiten unübersichtlich.

Am besten entspricht den Verhältnissen im Spaltraum die Beziehung einer schlichten Strömung zwischen parallelen Ebenen (8), wie wir sie anwenden. Jedoch gilt auch diese Beziehung

nur eingeschränkt, da die gegebenen Versuchsbedingungen die physikalischen Verhältnisse beeinträchtigen.

d) Die druckwirksame Fläche F_w der Prothese:

Die Tatsache, daß ein meßbares Druckgefälle nur unter einer bestimmten druckwirksamen Fläche entsteht, wurde schon von JORDT (13) erkannt. Da auch eine Randabdichtung des Spaltraumes existieren muß, kann die druckwirksame Fläche F_w nicht der gesamten Prothesenfläche entsprechen.

Die druckwirksame Fläche wird durch denjenigen Spaltraumbereich begrenzt, welcher beim Anpressvorgang verkleinert wird. Wir führten für unsere Berechnungen eine idealisierte Fläche F_i ein, welche eine 100%ige Druckverteilung repräsentiert. Die Größe dieser wichtigen Fläche kann sowohl experimentell wie auch graphisch (induktiv) bestimmt werden, wobei der letzteren Methode mittels der Funktion $\Delta p = f(K \downarrow)$ der Vorzug gegeben werden muß, da sie mit weniger Fehlerquellen belastet ist.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit soll die physikalischen und die physikalisch-chemischen Mechanismen des Prothesenhaltes unter Berücksichtigung der auftretenden physiologischen Momente erfassen und quantitativ trennen.

In einem kombinierten Meßverfahren ließen sich an drei Versuchspersonen unter Verwendung von vier Oberkieferprothesen übereinstimmend folgende Ergebnisse ermitteln:

1. Beim Anpressen der Prothese an das Lager gewinnt das System Prothese - Lager durch mechanische Verformung an Energie, was sich in Form eines bei Abzugsbelastung der Prothese im Spalt-
raum zwischen Basis und Lager entstehenden Druckgefälles bemerkbar macht.

2. Das Druckgefälle zwischen äußerem Milieu (Normaldruck) und Prothesenspaltraum unterliegt einer pro Abzugsart charakteristischen Verteilung mit maximalen Werten im Gebiet der größten Inkongruenz von Basis und Lager.

3. Der Anteil des Druckgefälles am Prothesenhalt beträgt bei kleinen, zentralen Abzugsbelastungen (bis etwa 150 p) 100 % und sinkt bei sehr großen Abzugskräften auf etwa 50 % ab. Zusätzlich wird die Haltewirkung des Druckgefälles bei Reduktion des Ventilarandes, zunehmender Einlagerung der Basis, exzentrischen Abzugsbelastungen (Schub- und Kippmomente) und steigender Anpresskraft geringer.

4. Die Oberflächenspannung (kapillare Kraft) des Spaltmediums verhindert, je nach Güte des Ventilrandes, einen Druckausgleich bis zu einer Abzugskraft von etwa 250 p.

Bei größeren Abzugsbelastungen verliert die kapillare Kraft wegen der zunehmenden Spaltbreite schnell an Bedeutung.

5. Der Prothesenhalt ist zeitunabhängig bis zu einer Abzugsbelastung, welche der kapillaren Grenzkraft (etwa 250 p) entspricht, darüber durch die zunehmende Druckausgleichströmung unter die Basis zeitabhängig und begrenzt.

Diese Strömung setzt umso früher ein und erfolgt umso heftiger, je größer das Druckgefälle und je schlechter der Ventilwirkungsgrad der Prothese ist.

6. Der Anteil der Viskosität (Reibungskraft der Ausgleichströmung) am zeitabhängigen (relativen) Prothesenhalt beträgt bei kleinen Abzugsbelastungen 0 % und wächst bei großen Abzugskräften auf etwa 50 % an.

Läßt der Ventilrand der Prothese günstigere Strömungsverhältnisse zu (Reduktion der Basis, Einlagerung, etc.), so steigt der Anteil der Ausgleichströmung am Prothesenhalt über 50 %, d. h. die Haltemechanismen werden zu Gunsten der Viskosität des Spaltmediums verschoben (s. o.).

7. Der Halt der totalen Prothese hängt also primär vom entstehenden Druckgefälle ab, welches bei konstanter Abzugsbelastung umso kleiner ist, je größer die Projektion der

druckwirksamen Fläche F_w (begrenzt vom Kammfirst und dorsalem Abschluß der Basis) ist.

Der zeitunabhängige (absolute) Prothesenhalt ist somit direkt proportional der Ausdehnung von F_w .

8. Infolge der unvermeidlichen Inkongruenz zwischen Prothesenbasis und Lager ist zur Entstehung und Aufrechterhaltung eines Druckgefälles im Spaltraum eine artifizielle Erhöhung des dorsalen Prothesenrandes (Dämmleiste) unerläßlich.

9. Eine optimale Dämmleiste erhalten wir, wenn der Ventilinnenwinkel (α) sehr klein, der Außenwinkel (β) dagegen sehr groß ist. Deshalb ist eine physiologisch tragbare Keilform als günstigstes Profil der Dämmleiste anzusehen (Abb. 51).

Die Ausdehnung der artifiziellen Erhöhung sollte einen kontinuierlichen Übergang auf den vestibulären Ventilrand gewährleisten.

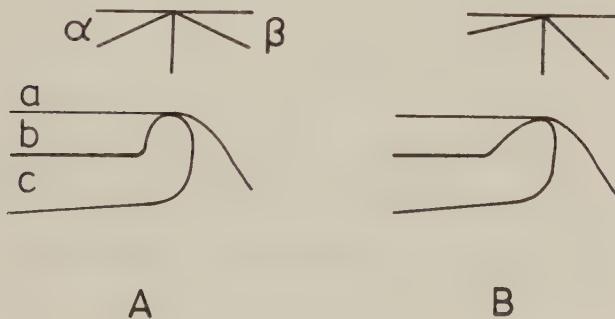


Abb. 51: Schematische Darstellung der Dämmleiste

A gebräuchliche Form, B Keilform

a Lager, b Spaltraum, c Prothesenbasis

10. Der Alveolarfortsatz ist, sofern er nicht als mechanische Retention zur Wirkung kommt, nicht unmittelbar am Prothesenhalt beteiligt. Die Bedeutung des Kammes liegt vorwiegend in einer zusätzlichen Abdämmung des druckwirksamen Spaltraumes.

11. Auf eine Anlage "volumenaktiver" Räume unter der Prothese kann bei herkömmlichen Herstellungsmethoden verzichtet werden, da die Inkongruenz zwischen Basis und Lager durch die Fertigung ohnehin groß ist.

Ideale Voraussetzungen für die Breite des Spaltraumes wären dann gegeben, wenn der Spaltraum über der druckwirksamen Fläche F_w bei durchschnittlichen Anpresskräften gerade erschöpft würde, wenn also die vorgegebene Spaltbreite in diesem Bereich dem Resilienzweg der Prothese entspräche.

12. Eine Einebnung(Politur) der zum Prothesenlager gewandten Basisfläche soll nicht erfolgen, da sonst die Oberflächenbenetzbarkeit sinkt und die Turbulenz einer auftretenden Ausgleichströmung vermindert wird.

Beide Effekte wirken sich negativ auf den Prothesenhalt aus.

13. Die Prothese sollte nachts nicht getragen werden, um der Schleimhaut ausreichend Zeit zur Regeneration (Durchblutung, Wiederaufnahme der Sekretionstätigkeit, Selbstreinigung, etc.) zu gewähren.

Praktische Folgerungen:

Am Halt der Totalprothese ist sowohl eine zeitunabhängige, als auch eine zeitabhängige Komponente beteiligt.

Den zeitunabhängigen Halt (bis etwa 250 p) ermöglicht ausschließlich das Druckgefälle im Spaltraum unter Vermittlung der Oberflächenspannung der Spaltflüssigkeit.

Beim zeitabhängigen Halt der Prothese (über 250 p) hängt die Wertigkeit der einzelnen Haltemechanismen von der Größe der Abzugskraft ab. Je größer die Abzugsbelastung ist, umso geringer ausgeprägt ist der Haltemechanismus des Druckgefälles (minimal 40 % bei der eingelagerten, intakten Prothese), an dessen Stelle die Viskosität des Spaltmediums tritt (maximal 60 %). Zur wirksamen Unterstützung aller Haltemechanismen ist ein durchgehendes Randventil erforderlich.

VII. SCHRIFTTUM

1. SALIX, A.

Diskussionsbeitrag zum Mund-stuhl-Gespräch an-
laßlich der Tagung der Deutschen Gesellschaft für
Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde in
Mann 1966

Dtsch. zahnärtl. Z. 11, 778 (1966)

2. SEITZER, H. und RIEDEL, H.

Die Ursachen und Gesetze beim Halt der Prothese.

Stoma, 24, H. 3, 117, 182 (1961)

3. SKM, W.

Über die Ausnutzung des atmosphärischen Luftdruckes
zur Befestigung von Prothesen und verschiedene Ab-
dichtungsverfahren.

Zahnärtl. Welt 5, 693 (1950)

4. ERIKSSON, Y. und STJERNSTRÖM, L.

Salivary viscosity measurements.

Oral Surg. 4, 1465 (1951)

5. FRITSCH, C.

Neuere Auffassungen über den Halt der totalen Prothese.

Zahnärtl. Welt 5, 6, 112 (1952)

6. FRÖHLICH, E.

Die Abdichtung der Prothesen, ein mechanisches oder
biologisches Problem.

Dtsch. zahnärtl. Z. 8, 110 (1953)

7. GEIGY, J. R.
Documenta Geigy - Wissenschaftliche Tabellen.
7. Auflage (1968)
8. GERTHSEN, CH., KNESER, H. O. und VOGEL, H.
Lehrbuch der Physik.
12. Auflage (1974) Springer-Verlag
9. HEINTZ, U.
Über den Haftmechanismus zwischen Gewebe und Prothesenfläche.
Zahnärztl. Welt 24, 703 (1954)
10. HESS, W.
Ein neuer Apparat zur Bestimmung der Viskosität des Blutes.
Münchener med. Wschr. 54, 1590 (1907)
11. HOEPFNER, H.
Über Strukturviskosität und Schaumvermögen des menschlichen Speichels.
Kolloidz. 105, 216 (1943)
12. JANKE, G.
wie (1)
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 820 (1956)

13. JORDT, CH.
Über den Haftmechanismus zwischen Gewebe und Prothesenfläche.
Zahnärztl. Welt 9, 384 (1954)
14. KANTOROWICZ, A.
Innen- und Außenventil, Adhäsion und Luftdruck.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 784 (1956)
15. KÜRBER, E.
wie (1)
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 802 (1956)
16. KUCK, M.
Adhäsion und Luftdruck.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 792 (1956)
17. KUCK, M.
Neue Anschauung über den Halt der Prothese aufgrund von Untersuchungen über das Problem Adhäsion, Luftdruck und ihre praktische Anwendung.
Habil. Schrift, Frankfurt/Main (1953)
18. LUDWIG, P.
Untersuchungen zur Frage der Unterkieferverlagerung bei isometrischer Kontraktion der Kaumuskulatur.
Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 901 (1973)

19. MÜLLER, M.
Die Viskosität des menschlichen Speichels.
Diss., Freiburg (1928)
20. RECKOW v., J. F.
wie (1)
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 821 (1956)
21. REHBERG, H. J.
Zur Frage des Halteeffektes totaler Prothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 778 (1956)
22. STRACK, R.
wie (1)
Dtsch. zahnärztl.Z. 11, 797 (1956)
23. VAN THIEL, H.
wie (1)
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 811 (1956)
24. WILD, W.
Der Halt der totalen oberen Prothese.
Z. Stomat. H. 3, 211 (1937)

VIII. ANHANG

Tabelle 1

Größe (Symbol)	intern. Benennung	≅ cgs-System
Dichte (ρ)	kg·m ⁻³	10 ⁻³ g·cm ⁻³
Geschwindigkeit(u, v)	m·sec ⁻¹	10 ² cm·sec ⁻¹
Kraft (K)	m·kg·sec ⁻² (N)	10 ⁵ cm·g·sec ⁻² (dyn)
Druck (p)	m ⁻¹ ·kg·sec ⁻²	10 ¹ dyn·cm ⁻²
Energie (A, W)	m ² ·kg·sec ⁻² (J)	10 ⁷ dyn·cm (erg)
Viskosität (η)	m ⁻¹ ·kg·sec ⁻¹	10 ¹ dyn·sec·cm ⁻² (P)
Oberflächenspannung(σ)	kg·sec ⁻²	10 ³ g·sec ⁻²

Nichtkohärente "technische" Einheiten:

$$1 \text{ p} \quad \cong 9,81 \cdot 10^2 \text{ dyn}$$

$$1 \text{ mm Hg} \quad \cong 1,333 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$$

Tabelle 2

Anpressversuch (A)

Versuche	Δd(μm)	K↑ (dyn)	Δp(dyn·cm ⁻²)
K↑ = 1000 p	- 394	981·10 ³	9,25 · 10 ³
K↑ = 0 p	- 88	0	- 2,5 · 10 ³
d ₀ = 667			

Tabelle 3

Druckverteilung (D)

Versuche	$\Delta d(\mu m)$	$K \downarrow \text{ (dyn)}$ $\cdot 10^3$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$ $\cdot 10^3$	$\Delta p(\%)$
D-Z-I	111	98,1	- 11,0	100
D-Z-II	111	98,1	- 7,8	71
D-Z-III	111	98,1	- 6,8	62
D-L-I	118	98,1	- 6,8	62
D-L-II	118	98,1	- 4,9	45
D-L-III	117	98,1	- 7,2	65
D-F-I	67	98,1	- 8,0	73
D-F-II	62	98,1	- 4,9	45
D-F-III	67	98,1	- 4,9	45

Tabelle 4

Belastungen bis 500 p (B1-0)

Versuche	$\Delta d (\mu m)$	$K \downarrow \text{ (dyn)}$	$\Delta p (\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B1-0	$d_0 = 554$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
100	37,5	98,1	- 11,95
300	65,0	294,0	- 28,65
500	87,5	491,0	- 39,40
B1-DD-0	$d_0 = 521$		
100	62,5	98,1	- 11,70
300	107,0	294,0	- 23,40
500	115,0	491,0	- 30,10
B1-FRD-0	$d_0 = 500$		
100	69,0	98,1	- 8,60
300	95,0	294,0	- 17,30
500	106,0	491,0	- 23,95
B1-PP-0	$d_0 = 450$		
100	(445,5)	98,1	(- 3,10)
300	(440,5)	147,0	(- 4,80)
500	(410,0)	163,5	(- 6,00)

Tabelle 5

Belastungen bis 500 p (B1-6)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow (\text{dyn})$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B1-6	$d_0 = 338$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
100	60,0	98,1	- 10,75
300	80,0	294,0	- 20,60
500	115,0	491,0	- 28,65
B1-DD-6	$d_0 = 331$		
100	60,0	98,1	- 7,17
300	86,0	294,0	- 13,70
500	100,0	491,0	- 15,05
B1-FRD-6	$d_0 = 333$		
100	65,0	98,1	- 4,60
300	105,0	294,0	- 4,80
500	115,0	491,0	- 5,10

Tabelle 6

Versuchsreihe B1 - Ideale Ausgleichströmung

Versuche	$d-d_0$ (cm) $\cdot 10^{-2}$	$\Delta p(\text{initial})$ $\cdot 10^3$ (dyn $\cdot$ cm $^{-2}$)	$\Delta p(\text{initial}) \cdot d^2$ (dyn)
B1-0			
0	2,81	2,5	1,97
100	3,18	12,1	12,25
300	3,46	31,3	37,50
500	3,68	50,9	69,00
B1-6			
0	2,69	2,5	1,81
100	3,29	12,1	13,10
300	3,49	31,3	38,20
500	3,84	50,9	75,00

Werte für C_s : B1-0 $C_s = 0,75$

B1-6 $C_s = 0,44$

Tabelle 7

Versuchsreihe B1 - Serie B1-0-M0

Versuch	Δd (μ m)	Δp (dyn $\cdot$ cm $^{-2}$) $\cdot 10^3$	$K \downarrow$ (dyn) $\cdot 10^3$
B1-0-M0			$K \downarrow$ (d) $K \downarrow$ (Δp)
M0	25,0	- 7,80	54,15 55,23

Tabelle 8

Belastungen bis 2000 p (B2-0)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow$ (dyn)	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B2-0	$d_0 = 554$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
300	87,5	294,0	- 31,0
500	100,0	491,0	- 41,7
1000	100,0	981,0	- 59,7
2000	102,5	1962,0	- 102,7
B2-DD-0	$d_0 = 521$		
300	102,5	294,0	- 29,8
500	112,5	491,0	- 38,8
1000	115,0	981,0	- 44,7
2000	137,5	1962,0	- 78,8

Tabelle 9

Belastungen bis 2000 p (B2-6)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow$ (dyn)	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B2-6	$d_0 = 338$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
300	106,0	294,0	- 20,9
500	112,0	491,0	- 29,9
1000	120,0	981,0	- 47,8
2000		1962,0	(- 86,5)
B2-DD-6	$d_0 = 331$		
300	60,0	294,0	- 14,2
500	62,0	491,0	- 17,5
1000	100,0	981,0	- 27,5
2000		1962,0	(- 54,9)

Tabelle 10

Ventilwirkungsgrad (W-0)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow \text{ (dyn)}$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
W1-0	$d_0 = 554$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
500	87,5	491,0	- 43,6
1000	75,0	491,0	- 38,8
2000	90,0	491,0	- 32,8
3000	100,0	491,0	- 29,4
W1-DD-0	$d_0 = 521$		
500	113,0	491,0	- 40,0
1000	106,0	491,0	- 32,5
2000	107,5	491,0	- 29,3
3000	115,0	491,0	- 28,6

Tabelle 11

Ventilwirkungsgrad (W-6)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow \text{ (dyn)}$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
W1-6	$d_0 = 338$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
500	95,0	491,0	- 33,5
1000	70,0	491,0	- 31,6
2000	80,0	491,0	- 28,6
3000	105,0	491,0	- 26,3

Tabelle 12

Langzeitbelastungen (L)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow$ (dyn)	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$	T(sec)
L-0-250	$d_0 = 413$	$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$	
250	124,0	245,0	- 27,5	
500	155,0	491,0	- 38,2	30
L-0-500				
250	117,0	245,0	- 24,6	
500	278,0	491,0	- 35,8	15
L-0-1000				
250	122,0	245,0	- 20,9	
500		491,0	- 32,5	1,5

Tabelle 13

Kontrollversuche B1-0 - (K)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow$ (dyn)	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B1-0		$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
100	73,5	98,1	- 9,6
300	89,0	297,3	- 22,7
500	106,5	491,0	- 31,0
B1-DD-0			
100	89,0	98,1	- 9,1
300	109,0	297,3	- 18,5
500	139,0	491,0	- 23,3

Tabelle 14

Kontrollversuche B2-0 - (K)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow (\text{dyn})$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
B2-0		$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
500	100,0	491,0	- 32,9
1000	111,0	981,0	- 50,7
2000	122,0	1962,0	- 103,5
B2-DD-0			
500	111,0	491,0	- 29,9
1000	118,0	981,0	- 35,8
2000	162,0	1962,0	- 71,7

Tabelle 15

Kontrollversuche W-0 - (K)

Versuche	$\Delta d(\mu\text{m})$	$K \downarrow (\text{dyn})$	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$
W-0		$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$
500	122,0	491,0	- 33,5
1000	96,0	491,0	- 29,9
2000	117,0	491,0	- 24,5
3000	128,0	491,0	- 22,7
W-DD-0			
500	149,0	491,0	- 28,7
1000	128,0	491,0	- 23,3
2000	133,0	491,0	- 20,5
3000	139,0	491,0	- 19,7

Tabelle 16

Kontrollversuche L-0 - (K)

Versuche	$\Delta d(\mu m)$	$K \downarrow$ (dyn)	$\Delta p(\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2})$	T(sec)
L-0-250		$\cdot 10^3$	$\cdot 10^3$	
250	118,0	246,0	- 25,4	
500	136,0	491,0	- 37,4	
L-0-500				
250	115,0	246,0	- 21,4	
500	169,0	491,0	- 34,0	
L-C-1000				
250	118,0	246,0	- 18,7	
500	540,0	491,0	- 30,9	35

Tabelle 17

Abweichung der Δp -Werte aus den Kontrollversuchen

Versuche	P I : P III	Versuche	P I : P III
B1-0		W1-0	
100	1,24	500	1,30
300	1,26	1000	1,30
500	1,27	2000	1,39
B1-DD-0		3000	1,30
100	1,29	W1-DD-0	
300	1,26	500	1,39
500	1,29	1000	1,39
B2-0		2000	1,43
500	1,27	3000	1,45
1000	1,18		P II : P IV
2000	0,99	L-0-250	
B2-DD-0		250	1,08
500	1,30	500	1,02
1000	1,25	L-0-500	
2000	1,10	250	1,15
		500	1,05
		L-0-1000	
		250	1,12
		500	1,05

$\emptyset P I : P III = 1,282$

$\emptyset P II : P IV = 1,078$

An dieser Stelle danke ich recht herzlich
Herrn Prof. Dr. M. Hofmann für seine hilf-
reiche Unterstützung und Durchsicht der
vorliegenden Arbeit.

Herrn Akad. Oberrat Dr. P. Ludwig danke
ich vielmals für die freundliche Überlas-
sung des Themas und seine wertvollen An-
regungen bei den Untersuchungen.

LEBENS LAUF

Wilhelm Niedermeier	8520 Erlangen, Dompfaffstr. 144
Geboren am	21. April 1951
in	München / Bayern
1957	Obersiedlung nach Weiden i. d. Opf.
1957 - 1961	Besuch der Volksschule in Weiden
1961 - 1970	Besuch des Kepler-Gymnasiums in Weiden
1970	Zeugnis der Reife (19.6.1970)
1970 - 1975	Studium der Zahnheilkunde an der Universität Erlangen-Nürnberg
1973	Zahnärztliche Vorprüfung
3. Dezember 1975	Zahnärztliche Prüfung

